

Timo Oliver Klingeberg

Vital-Sign-Watch

Mobile Aufnahme von Vitalparametern

Dissertation
Braunschweig 2015

Vital-Sign-Watch

Mobile Aufnahme von Vitalparametern

Von der Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik
der Technischen Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig

zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation

von Timo Oliver Klingeberg
aus Bremen

eingereicht am: 1. Oktober 2014
mündliche Prüfung am: 18. Februar 2015

1. Referent: Prof. Dr. rer. nat. Meinhard Schilling
2. Referent: Prof. Dr. rer. biol. hum. Reinhold Haux

Druckjahr: 2015

Dissertation an der Technischen Universität Braunschweig,
Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik

Abstract

The Federal Statistical Office in Germany predicts a constant increase in the average age of the German population. It seems to be advisable to use modern technology to support the expert staff to more effectively address the need for geriatric care. This issue is examined by The Lower Saxony Research Network Design of Environments for Aging which focuses on an interdisciplinary approach for the support of the elderly. Besides investigating the social aspect of increasing geriatric care the technical part will be explored. This establishes the basic concept for the developed device for this thesis. The targeted measurements of the vital signs are heart frequency, blood pressure, body temperature, movement, acceleration and blood oxygen saturation since these measurements result in valid assessment of the health status.

The required sensors as well as the essential micro controller system have been built in the context of this thesis and a prototype has been launched. The Vital Sign Watch has been designed to use the body of a commercial wrist-worn blood pressure device and utilizes its cuff for its own pressure sensor. Other external sensors for ECG, temperature, and blood oxygen saturation are connected by cables. Internal memory and a bluetooth interface permits offline analysis of the readings.

During this research the sensors and the micro controller system have been operated and basic measurements and data transmission have been evaluated. The ECG sensor delivers a low-noise signal for heart analysis, and with the blood pressure measurement it is possible to get readings comparable to commercial devices. The temperature sensor has been calibrated and indicates the possibility of body temperature measurement at an axillary position. Acceleration measurement has the ability to perform movement analysis. Since the photoplethysmography sensor allows to record extinction for two optical wavelengths, this presents the basic concept for blood oxygen saturation measurement. All readings are recorded synchronously which allows the examination of all interrelated readings and thereby the extraction of further readings using data fusion. This is expressed by the quasi-continuously recorded blood pressure measurement which is based on the pulse transition time calculated from ECG and photoplethysmography.

Kurzfassung

Das statistische Bundesamt zur Bevölkerungsentwicklung Deutschlands sagt einen Anstieg des mittleren Bevölkerungsalters in den kommenden Jahren voraus. Eine Entlastung des Fachpersonals für die größer werdende Anzahl pflegebedürftiger Menschen durch unterstützende Technik ist dabei ratsam. Mit dieser Thematik befasst sich der niedersächsische Forschungsverbund zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten, der es sich zur Aufgabe gemacht hat, interdisziplinär eine Alltagsunterstützung für den alternden Menschen zu finden. Neben der Betrachtung aus sozialer Sicht wurden ebenfalls technische Aspekte behandelt, die unter anderem die Grundlage der in dieser Arbeit entwickelten mobilen Vitalparameterüberwachung bilden. Als zu überwachende Parameter wurden Elektrokardiogramm, Blutdruck, Körpertemperatur, Bewegung und Blutsauerstoffsättigung gewählt, da diese Werte bereits eine grundsätzliche Einschätzung des Gesundheitszustands im Alter ermöglichen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Prototyp mit den notwendigen Sensoren und einer Mikrocontrolleransteuerung entworfen. Die sogenannte Vital-Sign-Watch wird mit einer Manschette am Handgelenk getragen und nutzt diese gleichzeitig zur Blutdruckbestimmung; die Sensorik für EKG, Temperatur und Sauerstoffsättigung des Bluts wird über Kabel mit dem Gerät verbunden. Interner Speicher und ein Bluetooth-Interface bilden die Grundlage zur Offline-Auswertung von Messdaten.

Das Sensorsystem wurde in Betrieb genommen und die grundsätzliche Funktionalität wurde evaluiert. Der EKG-Sensor liefert ein störungsarmes Signal zur Auswertung der Herzfrequenz; mit der Blutdruckmessung können Werte ermittelt werden, die mit denen kommerzieller Geräte vergleichbar sind. Der Temperaturfühler bietet im axillaren Einsatz die Möglichkeit zur Messung der Körpertemperatur und mit Hilfe des Accelerometers kann die aktuelle Bewegungsart erkannt werden. Die Möglichkeit zur Aufnahme des Photoplethysmogramms mit zwei optischen Wellenlängen bildet die Grundlage zur Bestimmung der Blutsauerstoffsättigung. Eine zeitsynchrone Aufnahme erlaubt eine Korrelation der Messdaten, wodurch diese fusioniert werden können. Dargestellt wird dieses anhand einer alternativen Blutdruckbestimmung aus den Sensordaten von EKG und Photoplethysmogramm.

Inhaltsverzeichnis

Abstract	iii
Kurzfassung	v
Einleitung	1
1 Das Projekt zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten	3
1.1 Zielsetzung des GAL-Projektes	4
1.2 Berliner Altersstudie	7
1.3 Monitoring im Präventions- und Rehabilitationssport	7
1.3.1 Chronisch obstruktive Lungenerkrankung	8
2 Medizinische Diagnoseverfahren	9
2.1 Herzfrequenz/Elektrokardiografie	9
2.1.1 Bioelektrisches Erregungssystem des Herzens	9
2.1.2 Ableitungen des Elektrokardiogramms	11
2.1.3 Arten des Elektrokardiogramms	12
2.1.4 Das EKG der <i>Vital-Sign-Watch</i>	14
2.1.5 Diagnostik	14
2.2 Blutdruck	15
2.2.1 Medizinische Bedeutung	17
2.2.2 Messung des Blutdrucks	18
2.2.3 Messung über die Pulswellenlaufzeit	21
2.2.4 Blutdruckmessung der <i>Vital-Sign-Watch</i>	23
2.3 Körpertemperatur	23
2.3.1 Fieber	25
2.3.2 Bestimmung der Körpertemperatur	26
2.3.3 Körpertemperaturmessung mit der <i>Vital-Sign-Watch</i>	27
2.4 Bewegung	28
2.4.1 Stürze: Erkennung, Prädiktion und Prävention	28
2.4.2 Fitness	29
2.4.3 Bewegungserkennung mit der <i>Vital-Sign-Watch</i>	30

2.5	Blutsauerstoffsättigung	30
2.5.1	Bestimmung des Sättigungswertes	31
2.5.2	Pulsfrequenz und Pulswellenlaufzeit	31
2.5.3	Sauerstoffsättigung bei Patienten mit COPD	32
3	Mobile Überwachung von Vitalparametern	33
3.1	Kommerzielle Geräte	33
3.1.1	Überwachung mit medizinischem Hintergrund	34
3.1.2	Sportmedizin	38
3.1.3	Experimentell	40
3.2	Forschung	42
3.2.1	Universelle Entwicklungsplattformen	42
3.2.2	Geräte zur Überwachung multipler Vitalparameter	46
4	Die <i>Vital-Sign-Watch</i>	49
4.1	Systemaufbau	51
4.1.1	Energieversorgung	53
4.1.2	Ein-/Aus-Schalter	53
4.1.3	Step-Up Spannungswandler	54
4.1.4	Referenzquellen	54
4.2	Mikrocontroller	55
4.2.1	Eigenschaften und Anforderungen	55
4.3	Zeitgebung	57
4.3.1	Interne Echtzeituhr	57
4.3.2	Externer Uhrenbaustein <i>DS1394</i>	58
4.3.3	Zeitkodierung	60
4.4	Benutzerinterface	60
4.4.1	Grafische Anzeige	61
4.4.2	Berührungsempfindlicher Bildschirm	62
4.5	Energiebedarf	63
4.5.1	Spannungserzeugung	64
4.5.2	Mikrocontroller	65
4.5.3	Ventil/Kompressor der Manschette	67
4.5.4	Photoplethysmografie	68
4.5.5	Drahtlose Datenübertragung	69
5	Sensorik	71
5.1	Elektrokardiografie	71
5.1.1	Analoger Messverstärker	71

5.1.2	Signalabtastung	73
5.1.3	Digitale Filter zur QRS-Detektion	74
5.2	Blutdruck	76
5.2.1	Algorithmus der oszillometrischen Blutdruckmessung	77
5.2.2	Analoge Signalverarbeitung	79
5.3	Temperatur	83
5.3.1	Dreileitermessung	83
5.3.2	Integrierte Messelektronik mit <i>ADS1248</i>	84
5.3.3	Steuerung des <i>ADS1248</i> mit dem Mikrocontroller	87
5.4	Bewegung	87
5.4.1	Schnittstelle	88
5.4.2	Validierung	90
5.5	Blutsauerstoffsättigung	93
5.5.1	Theoretische Bestimmung der Sauerstoffsättigung	93
5.5.2	Analoge Signalverarbeitung	97
5.5.3	Zeitmultiplexer Betrieb der Fotodiode	98
6	Messergebnisse, Diskussion und Ausblick	101
6.1	EKG Messergebnisse	101
6.1.1	Herzratenvariabilität	102
6.1.2	Atemfrequenz	105
6.2	Blutdruckmessung	106
6.2.1	Parametrierung	107
6.3	Messung der Temperatur	111
6.3.1	Messung von Handgelenks- und Körpertemperatur	115
6.3.2	Temperatur der Axilla	116
6.4	Bewegungsanalyse	117
6.4.1	Positionsbestimmung	118
6.4.2	Gehen/Treppensteigen	120
6.5	Photoplethysmografie	122
6.6	Sensordatenfusion	125
6.6.1	Bewegungsartefakte bei der Blutdruckmessung	125
6.6.2	Bestimmung der Pulswellenlaufzeit	129
6.6.3	Korrelation zwischen Blutdruck und Pulswellenlaufzeit	131
	Zusammenfassung	135
	Literaturverzeichnis	139

Veröffentlichungen	147
Abkürzungsverzeichnis	151
Abbildungsverzeichnis	153
Tabellenverzeichnis	157
Danksagung	159

Einleitung

Diese Dissertation befasst sich mit der Realisierung eines Geräts, welches am Handgelenk getragen wird und die Aufnahme der Vitalparametern Herzfrequenz, Blutdruck, Sauerstoffsättigung, Temperatur und Bewegung durchführt. Durch eine zeitsynchrone Erfassung können aus den vorliegenden Messwerten auch abgeleitete Informationen durch die Sensordatenfusion gewonnen werden.

Das erste Kapitel behandelt zunächst den Ursprung der Arbeit aus dem Projekt zur *Gestaltung altersgerechter Lebenswelten* und beschreibt dabei die Zielgruppe. Im zweiten Kapitel werden die zu den aufzunehmenden Vitalparametern notwendigen medizinischen Grundlagen erläutert und erste Möglichkeiten zur Interpretation der Messwerte gegeben. Die derzeitige Marktsituation zu tragbaren Geräten für eine medizinische Überwachung wird anschließend im dritten Kapitel dargestellt.

Nach der Projekt- und Grundlagenbeschreibung wird im vierten Kapitel das entwickelte Gerät selbst, die *Vital-Sign-Watch* beschrieben. Dabei werden sowohl der schaltungstechnische Aufbau als auch einige Aspekte der Softwareumsetzung erläutert. Kapitel fünf beschreibt anschließend die aufgebaute Sensorik und evaluiert deren Funktion durch eine Darstellung von Messungen. Abschließend werden im sechsten Kapitel die vorhandenen Ergebnisse diskutiert. Dazu wird ein Ausblick auf weitere, durch Datenfusion gewinnbare Werte gegeben.

Kapitel 1

Das Projekt zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten

„Die Menschen werden immer älter!“ Diese Aussage bezieht sich nicht in erster Linie auf das Gefühl vieler Menschen, nicht mehr mit den immer komplexer werdenden Aufgaben des Alltags zurechtzukommen. Vielmehr handelt es sich um eine objektive Darstellung, die auf den ermittelten und hochgerechneten Zahlen des statistischen Bundesamtes beruht. Die meist als „Alterspyramide“ bezeichnete Grafik macht dabei die Entwicklung der Altersverteilung in Deutschland sichtbar.

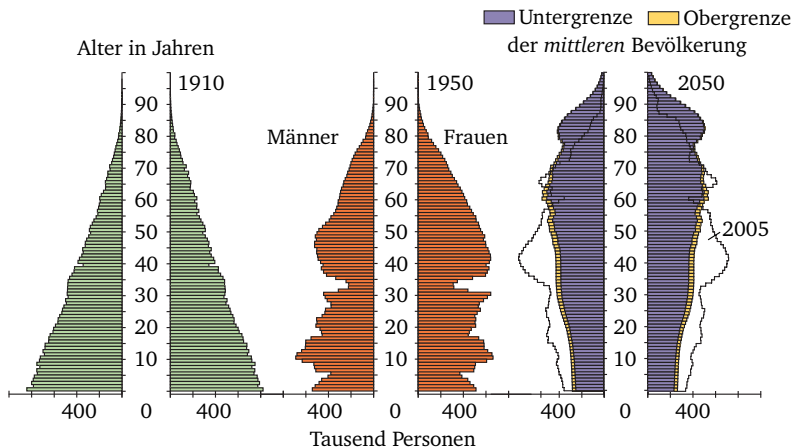


Abbildung 1.1: Die Bevölkerungsentwicklung Deutschlands über die Jahre 1910 (grün), 1950 (rot), 2005 (weiß) und 2050 (lila) nach Altersaufteilung in Jahren nach [1].

Während zu Beginn des letzten Jahrhunderts noch eine sehr breite Basis zu erkennen ist (Pyramidenform), findet in der aktuellen Zeit eine Entwicklung des Hauptanteils nach oben statt, wobei momentan das Maximum bei den etwa 40-jährigen liegt. Und die Hochrechnung lässt vermuten, dass das mittlere Bevölkerungsalter noch weiter steigen wird.

Die vielfältigen Ursachen für diesen Trend sollen im Rahmen dieser Dissertation nicht weiter behandelt werden. Vielmehr gilt es, Wege und Möglichkeiten zu finden, die Selbständigkeit und Lebensqualität der im Durchschnitt älteren Menschen mit den zur Verfügung stehenden Mitteln aufrechtzuerhalten. Möglichkeiten dafür sind beispielsweise Unterstützung im Haushalt, um hier einen möglichen Umzug ins Altersheim so lange wie möglich hinauszuzögern, oder auch medizinische Überwachung, um den Menschen ein Gefühl der Sicherheit zu vermitteln und eine Hilfe für den Notfall anzubieten. Da für die steigende Anzahl pflege- bzw. unterstützungsbedürftiger Menschen eine entsprechend steigende Zahl von Fachpersonal erforderlich ist, ist es zudem wünschenswert, die unterstützenden Systeme mit Hilfe von aktueller Technik so weit wie möglich automatisch bzw. durch den Anwender selbst bedienbar zu gestalten. Somit können im Bereich des Pflegepersonals aber auch finanziell für den bedürftigen Menschen selbst Einsparungen erreicht werden.

1.1 Zielsetzung des GAL-Projektes

Dieses erste Kapitel beschreibt den niedersächsischen Forschungsverbund zur *Gestaltung altersgerechter Lebenswelten (GAL)*, ein interdisziplinäres Projekt, welches sich zum Ziel gemacht hat, die bedürftigen Menschen im Alter zu unterstützen:

Ziel des Niedersächsischen Forschungsverbunds zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten – Informations- und Kommunikationstechnik zur Gewinnung und Aufrechterhaltung von Lebensqualität, Gesundheit und Selbstbestimmung in der zweiten Lebenshälfte – (GAL) ist es,

- neue Verfahren der Informations- und Kommunikationstechnik für altersgerechte Lebenswelten zu identifizieren, weiterentwickeln und zu evaluieren (inhaltliche Zielsetzung) sowie

- die einschlägigen niedersächsischen Forschungseinrichtungen in die Lage zu versetzen, sich federführend an größeren nationalen oder internationalen Forschungsvorhaben zu dieser Thematik beteiligen zu können (forschungsstrategische Zielsetzung).

(Gestaltung altersgerechter Lebenswelten, Projektbeschreibung)

Das GAL-Projekt konzentriert sich nicht alleine auf die technischen Möglichkeiten, eine Unterstützung zu realisieren. Die Interdisziplinarität verschiedener Fachrichtungen soll dazu eingesetzt werden, die „Altersproblematik“ ganzheitlich zu verbessern, wobei der Mensch im Mittelpunkt steht.

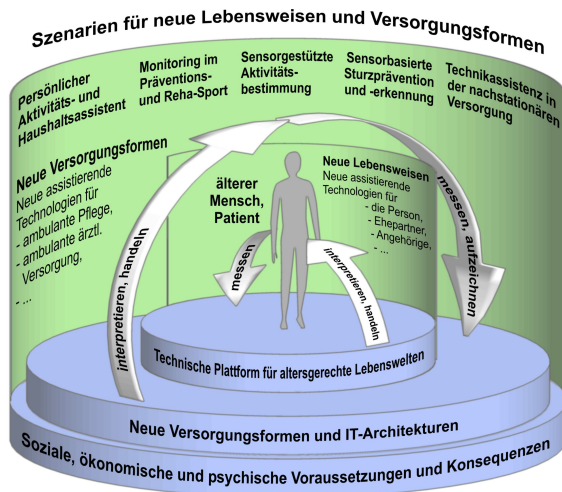


Abbildung 1.2: Beim interdisziplinären Projekt GAL wird der Mensch im Mittelpunkt mit Hilfe unterschiedlicher Fachrichtungen unterstützt.

Die Abbildung 1.2 verdeutlicht diese Idee anhand des „Doppelkreis“-Bildes: Die Unterstützung des Menschen im Mittelpunkt wird durch eine technische Plattform erreicht, mit Hilfe derer die Vitaldaten erfasst und interpretiert

werden. Während dieser erste Kreis weitestgehend automatisiert ablaufen kann, schließt der zweite, äußere Kreis die neuen Versorgungsformen und IT-Architekturen mit ein. Hierbei handelt es sich um ein System, welches mit dem Oberbegriff „Telemedizin“ bezeichnet werden kann. Dabei werden Messdaten der Vitalparameter bereits an das zuständige Fachpersonal weitergeleitet, dort interpretiert, und im Bedarfsfall erfolgt eine Handlung. Beide Plattformen sind auf die sozialen, ökonomischen und psychischen Voraussetzungen und Konsequenzen gestützt, die im Rahmen des Projekts grundsätzlich erforscht werden.

Untergliedert sind alle Tätigkeiten in verschiedene Arbeitspakete. Die ersten vier stellen hierbei Assistenzfunktionen für ältere Menschen dar, welche durch die „Infrastruktur“ der technischen Plattform in einem weiteren Arbeitspaket im häuslichen Umfeld miteinander verbunden werden. Um das gesamte Projekt nicht nur von der technischen Seite her zu betrachten, existieren neben dem Projektmanagement zusätzlich Aufgaben, die die sozialen, ökonomischen und psychischen Voraussetzungen und Konsequenzen näher untersuchen sowie die Architekturen der Informationstechnik der neuen Versorgungsformen erforschen. Der inter- und multidisziplinäre Ansatz zum Erreichen eines gemeinsamen Ziels, nämlich der Gestaltung altersgerechter Lebenswelten, ist kennzeichnend für dieses Projekt.

Die Assistenzfunktionen sollen einer betroffenen Person ermöglichen, den Alltag in den „eigenen vier Wänden“ weitestgehend ohne fremde Hilfe bewältigen zu können. Hierzu gehört zunächst der persönliche Aktivitäts- und Haushaltsassistent. Dieser unterstützt geschwächte Gedächtnisleistungen durch gezielte Erinnerungen beispielsweise an einen wachzunehmenden Termin oder an das Abschalten des Herdes nach der Benutzung. Die zu untersuchende, sensorgestützte Aktivitätsbestimmung soll durch Langzeitaufnahmen der Verhaltensmuster der Person (z. B. Änderungen der Esszeiten, weniger Bewegung innerhalb der Wohnung, etc.) frühzeitig schleichende Veränderungen im Tagesablauf feststellen, die auf Änderungen des Gesundheitszustandes schließen lassen. Eine zudem wichtige Aufgabe von großer gesundheitlicher Relevanz ist die Sturzerkennung. Da gerade ein Sturz eines Menschen im hohen Alter gefährlich sein kann und zudem eine erforderliche Rehabilitation zur Folge hat, entsteht bei alleine lebenden Menschen ein zunehmendes Gefühl der Unsicherheit. Eine automatische Erkennung kann durch ein Alarmsystem schnellstmögliche Hilfe anfordern.

1.2 Berliner Altersstudie

Bei der Berliner Altersstudie (BASE) wurden Menschen im Alter zwischen 70 und 100 Jahren gerontologisch auf ihre geistige und körperliche Gesundheit hin untersucht. Dabei fand die Hauptstudie von 1990–1993 statt, danach wurde sie als Längsschnittstudie weitergeführt, indem überlebende Teilnehmer siebenmal nachuntersucht wurden. Das zentrale Ergebnis bestätigt zunächst die demografische Hochrechnung der Bevölkerungssituation in den kommenden Jahrzehnten; bis 2030 wird die Zahl der über 60-Jährigen um knapp 40 % von 20 auf etwa 30 Millionen Einwohner ansteigen. Derzeit geht es den alten Menschen grundsätzlich gut, vorhergesagt wird jedoch eine große Herausforderung im Pflegenotstand. Ein großer Wunsch besteht in der Erhaltung der Unabhängigkeit im Alter.

Diese Ergebnisse sind eine weitere Grundlage für das Projekt der altersgerechten Lebenswelten, dessen Ziele mit den Wünschen der alternden Bevölkerung deckungsgleich sind: Assistenzfunktionen für die Unabhängigkeit und Überwachung von Gesundheit (Sturzprävention) für den möglichst langen Erhalt derselben.

1.3 Monitoring im Präventions- und Rehabilitationssport

Dieses Arbeitspaket bildet die Basis für diese Arbeit. Für das Monitoring steht die Entwicklung eines tragbaren Geräts zur Langzeitüberwachung von Vitalparametern im Vordergrund, die *Vital-Sign-Watch* (Kapitel 4). Zunächst besteht das Ziel, den Ist-Zustand des Patienten überwachen zu können, beispielsweise zum Schutz vor Überbelastung bei körperlichen Trainings oder zur Blutdruckmessung, um akuten Bluthochdruck erkennen zu können. Ein weiteres Ziel stellt das mögliche Langzeitmonitoring der Vitalwerte dar, welches durch eine kompakte, tragbare Bauweise begünstigt wird. Mit Hilfe der aufgezeichneten Daten können bereits frühzeitig Veränderungen sowohl im Normal- oder Ruhezustand als auch bei Belastungen, unter denen sich Anzeichen oft früher zeigen, erkannt werden. Somit ist das Gerät nicht nur für die Überwachung während der Rehabilitation geeignet; viel mehr ist eine Prädiktion von Veränderungen möglich (beispielsweise ein erhöhtes Sturzrisiko), was präventives Handeln (Verbesserung des Gehverhaltens durch körperliches Training) zur Folge haben kann.

1.3.1 Chronisch obstruktive Lungenerkrankung

Als eine spezielle Zielgruppe werden im GAL-Projektvorhaben Patienten mit der chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (englisch: *chronic obstructive pulmonary disease*, COPD) genannt.

Die mit dieser Krankheit auftretenden Symptome können durch regelmäßiges körperliches Training maßgeblich verbessert werden. Ein Problem ergibt sich jedoch bei der Durchführung des Trainings. Findet dieses stationär statt, ist eine Anreise notwendig, die gerade bei älteren Menschen mit eingeschränkter Mobilität weitere Risiken birgt. Alternativ besteht die Möglichkeit, das Training eigenverantwortlich im häuslichen Umfeld durchzuführen, jedoch sinkt hierbei meist das kooperative Verhalten während der Therapie (*Compliance*). Darüber hinaus wird ein großes Maß an Unsicherheit beschrieben, ohne die ärztliche Betreuung und Überwachung zu trainieren.

Um diesen Problemen entgegenzuwirken, kann die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte *Vital-Sign-Watch* eingesetzt werden. Die elektronische Rehabilitationsüberwachung unterstützt die Bereitschaft zu regelmäßigen Trainingseinheiten. Ein vollständiges Entfallen von ärztlicher Betreuung gibt es nicht, jedoch können Überbelastung bzw. kritische Werte während des Trainings erkannt und dessen Durchführung rechtzeitig abgebrochen werden, bevor es zu einem Gesundheitsrisiko kommt.

Kapitel 2

Medizinische Diagnoseverfahren

Dieses Kapitel beschreibt die Vitalparameter, die von dem im Rahmen dieser Dissertation entwickelten Gerät über die unterschiedliche Sensorik aufgenommen werden. In jedem Abschnitt werden dabei zunächst allgemeine Grundlagen zu der jeweiligen Größe und der Messmethode erläutert. Anschließend erfolgt ein Bezug darauf, wie der zu messende Wert von der *Vital-Sign-Watch* verwendet wird bzw. für welche Art der Diagnose dieser genutzt werden kann.

2.1 Herzfrequenz/Elektrokardiografie

Der Begriff Elektrokardiografie (EKG) bezeichnet im Allgemeinen eine technisch unterstützte Überwachung der Herzaktivität des Menschen. Es handelt sich dabei um eine „elektrische Herzschrift“, also das Aufzeichnen der elektrischen Vorgänge des Herzens in einem Diagramm, das eine Spannung über einem zeitlichen Verlauf darstellt. Dieser Abschnitt erklärt die dafür notwendigen Grundlagen und beschreibt danach, welche Form des EKG bei der *Vital-Sign-Watch* verwendet und für welchen medizinischen Nutzen es von dieser eingesetzt wird.

2.1.1 Bioelektrisches Erregungssystem des Herzens

Der beim Elektrokardiogramm aufgezeichnete Spannungsverlauf repräsentiert die bioelektrische Aktivität des Herzens. Darunter versteht man die elektrischen Potenziale, die in einem entsprechenden Rhythmus eine Kontraktion der Herzmuskelfasern auslösen und somit den Blutkreislauf im Körper in Bewegung halten. In der folgenden Abbildung 2.1 wird ein typischer Zyklus der

elektrischen Herzaktivität dargestellt, bei der die einzelnen Abschnitte mit ihren typischen Amplituden und Laufzeiten farblich gekennzeichnet sind.

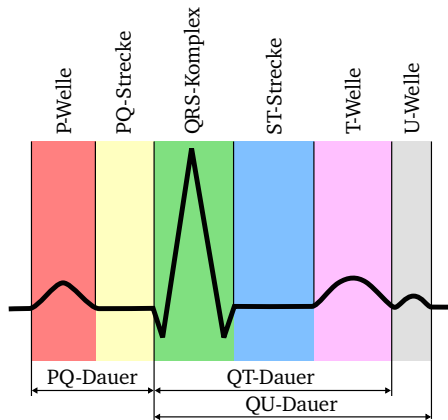


Abbildung 2.1: Zeitlicher Verlauf des gesamten Spannungspotenzials der Herzerregung nach [2]. Typische Zeiten der P-Welle: $< 0,11$ s; QRS-Komplex: $< 0,11$ s; PQ-Dauer: $0,12\text{--}0,21$ s. Typische Amplituden der P-Welle: $< 0,2$ mV; R-Zacke: $0,6\text{--}2,6$ mV.

Die Buchstaben P bis U markieren dabei die unterschiedlichen Auslöser der entsprechenden Welle. Veränderung der Zeiten und Potenziale ermöglichen eine Diagnose des Reizleitungssystems. Der Zyklus beginnt mit einer Spontandepolarisation im Sinusknoten. Im EKG ist diese Depolarisation sichtbar und wird dort als P-Welle bezeichnet. Der elektrische Impuls erreicht als nächstes den Atrioventrikularknoten (kurz: AV-Knoten), welcher die einzige elektrische Verbindung zwischen den Vorhöfen und den Herzkammern darstellt. Die Depolarisation des AV-Knotens ist als Q-Welle ebenfalls Element des Elektrokardiogramms. Die relativ langsame elektrische Leitungsgeschwindigkeit kann im EKG als PQ-Zeit ermittelt werden. Die weitere elektrische Erregung des Herzens verläuft über das His-Bündel und die Tawara-Schenkel in die Purkinje-Fasern, welche abschließend mit der Arbeitsmuskulatur des Herzens verbunden sind. Der im EKG sichtbare QRS-Komplex stellt die gesamte Erregungsaktivität der Herzkammer dar, zuletzt folgt die T-Welle, welche durch die Erregungsrückbildung hervorgerufen wird.

2.1.2 Ableitungen des Elektrokardiogramms

Für die Darstellung des Erregungssystems muss die elektrische Herzaktivität mit Hilfe von Elektroden von der Körperoberfläche abgeleitet werden. Der Ionenaustausch zwischen Haut und Elektrode wird durch eine aufgetragene Silber/Silberchlorid-Schicht ermöglicht, wobei die Kontaktfläche zudem mit einem Elektrolyt-Gel bedeckt ist, um die Unebenheiten der Haut gegenüber der glatten Elektrode auszugleichen. Um eine Diagnose anhand des EKGs zu erhalten, muss sichergestellt werden, dass eine Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Messungen möglich ist. Dafür werden zunächst die Standardableitungen nach Einthoven und Goldberger definiert; diese erfolgen über feste Punkte auf der Körperoberfläche, an denen die Elektroden angebracht werden. Durch unipolare und bipolare Messung der Spannungspotenziale können somit insgesamt zwölf EKG-Kanäle abgeleitet werden. Die hier dargestellten Ableitungen gehören zu denen in der Frontalebene. Darüber hinaus gibt es auch noch die Möglichkeit, die Herzaktivität in der Horizontalebene (beispielsweise mit den Brustwandableitungen nach Wilson) zu untersuchen, jedoch wird an dieser Stelle nicht näher darauf eingegangen.

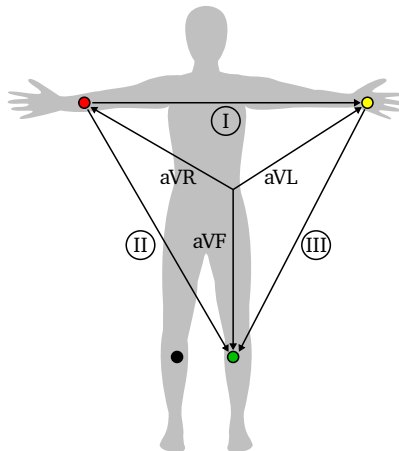


Abbildung 2.2: Extremitätenableitungen im Oberflächen-EKG. I, II, III: Bipolar nach Einthoven. aVR, aVL, aVF: Unipolar nach Goldberger nach [2].

Ableitungen nach Einthoven

Für die Ableitung nach Einthoven werden drei Elektroden verwendet, die den linken Arm (gelbe Elektrode), den rechten Arm (rote Elektrode) und den linken Fuß (grüne Elektrode) kontaktieren (Abbildung 2.2). Gegebenenfalls kommt eine vierte Elektrode zum Einsatz (schwarz), die jedoch nur zum Potenzialausgleich und damit zur Störungsminimierung dient. Gemessen wird nun bipolar zwischen linken und rechtem Arm (I), rechtem Arm und linkem Fuß (II) sowie linkem Fuß und linkem Arm (III). Die Messpunkte spannen dabei das in der Abbildung hervorgehobene *Einthoven-Dreieck* auf.

Ableitungen nach Goldberger

Zur Ableitung nach Goldberger werden dieselben Punkte für die Elektroden wie bei der Einthoven-Ableitung verwendet, nun jedoch mit einer geänderten elektrischen Verschaltung und einer unipolaren Ableitung. Während nach Einthoven jeweils zwei Elektroden verbunden wurden, sieht Goldberger hier den Einsatz von spannungsteilenden Widerständen vor, um jeweils das mittlere Potenzial zwischen diesen beiden Elektroden zu erhalten. Bezogen auf die Darstellung von Einthoven entsteht auch hier ein Dreieck der Messpunkte, dieses ist jedoch um 30° im Vergleich zum *Einthoven-Dreieck* gedreht.

Ein Auftragen aller Ableitungsvektoren bildet den *Cabrera-Kreis*, der durch zusätzliche Vektoren-Spiegelung fast vollständig abgedeckt wird und eine Bestimmung des Lagetyps ermöglicht.

2.1.3 Arten des Elektrokardiogramms

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, das Elektrokardiogramm aufzuzeichnen. Neben den verschiedenen Formen der Ableitung (Position der Elektroden und Anzahl der aufzuzeichnenden Kanäle), die im weiteren Verlauf dieses Kapitels noch beschrieben werden, ist es zusätzlich möglich, die Dauer der Aufzeichnung und den Zustand des Patienten zu variieren. Drei häufig verwendete Varianten sind die Folgenden:

Ruhe-EKG

Diese Form des Elektrokardiograms wird in der Regel am liegenden Patienten aufgezeichnet, wobei der Patient keiner körperlichen Belastung ausgesetzt wird (EKG-Aufzeichnung *in Ruhe*). Um andauernde Veränderungen des Herzens bzw. dessen Erregungssystems zu erkennen, reichen bei dieser Art der Aufzeichnung wenige Sekunden. Es ist somit eine gängige Möglichkeit, auch bei Notfällen schnell eine Diagnose zu erhalten. Gerade gesundheitskritische Merkmale, wie beispielsweise Kammerflimmern, können in der Regel sofort erkannt und korrekt behandelt werden. Eine Ableitung mit drei Elektroden ist hierfür ausreichend.

Belastungs-EKG

Dieses Elektrokardiogramm wird meist aufgezeichnet, während der Patient eine körperliche Belastung auf einem Trainingsgerät erfährt. Anhand des Verlaufs des EKG können weitere Diagnosen des Herzens gestellt werden. Beispielsweise lässt sich unter Belastung die koronare Herzkrankheit identifizieren, bei der eine Durchblutungsstörung der Herzkranzgefäße vorliegt. Weiterhin stellt das Belastungs-EKG ein wichtiges Hilfsmittel zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit dar, welche durch regelmäßiges Training verbessert werden kann. Ein trainierter Herzmuskel kann eine stärkere Kontraktion ausüben und muss für ein gleiches Blutvolumen weniger häufig kontrahieren, was im EKG an einer niedrigen Pulsfrequenz sichtbar wird. Bei einem gut trainierten Herzen hat der Patient ebenfalls einen niedrigeren Ruhepuls (bei Nicht-Belastung) und erreicht diesen nach Belastung in der Regel auch wieder in kürzerer Zeit.

Langzeit-EKG

Eine weitere wichtige Variante der EKG-Aufzeichnung ist das Langzeit-Elektrokardiogramm. Ist bei den bereits genannten Formen stets nur ein kurzer zeitlicher Ausschnitt zu sehen, spiegelt das Langzeit-EKG die gesamte Historie des Erregungssystems über einen Zeitraum von etwa 24 Stunden wider. In erster Linie wird es zur Rhythmusdiagnostik verwendet, wobei die durchgehende Aktivität des Sinusknotens untersucht wird oder auch seltener auftretende Rhythmusstörungen wie Extrasystolen erkannt werden können. Das Langzeit-EKG wird über die Ableitungselektroden mit einem kleinen tragbaren, batte-

riebetriebenen Gerät aufgezeichnet und hindert somit den Patienten nicht an seinem normalen Tagesablauf.

2.1.4 Das EKG der *Vital-Sign-Watch*

Die hier dargestellten Ableitungen und Arten der Elektrokardiografie ermöglichen eine komplexe Diagnose des Herzens. Dabei ist die automatische Auswertung der Daten nur bedingt möglich und bedarf auch heute noch der Analyse durch entsprechendes Fachpersonal. Eine im Vergleich einfache Untersuchung stellt die im Fokus dieser Arbeit liegende Rhythmusdiagnostik dar, die beispielsweise beim COPD-Patienten eine große Rolle in der Trainingsüberwachung spielt. Für die Bestimmung der Herzfrequenz werden primär die Auftrittszeitpunkte der im EKG vorhandenen R-Zacke benötigt. Zu deren Messung ist es ausreichend, die Summe der Biopotenziale zwischen linken und rechtem Arm zu bestimmen (I. Ableitung nach Einthoven). Darüber hinaus können hier die Elektroden auch auf dem Brustkorb aufgesetzt werden, was auch in der Sportmedizin bei der Verwendung von Brustgurten von Pulsuhren gängige Praxis ist. Die *Vital-Sign-Watch* verwendet die beschriebene vereinfachte Art der Ableitung am Brustkorb und liefert dadurch die Grundvoraussetzung für die Rhythmusdiagnostik.

2.1.5 Diagnostik

Schon allein durch die Untersuchung der Auftrittszeitpunkte des QRS-Komplexes lassen sich unterschiedliche Diagnosen stellen. Als bekanntester Messwert gilt die Herzfrequenz, die aus dem reziproken Wert des Zeitabstandes der R-Wellen bestimmt werden kann und üblicherweise in Schlägen pro Minute angegeben wird. Die normale Herzfrequenz wird vom Sinusknoten vorgegeben und hat in Ruhe eine Frequenz von 60–80 Schlägen pro Minute. Bei unzureichender Erregungsbildung des Sinusknotens ist ein verlangsamter Herzschlag zu erwarten (bradykarde Rhythmusstörung), während auftretende Extrasystolen (vorzeitige Depolarisation elektrisch aktiver Herzzellen) zu einer erhöhten Frequenz führen (tachykarde Rhythmusstörung). Die Rhythmusstörungen haben Auswirkungen auf den Kreislauf, da die Herzleistung beeinträchtigt werden kann. Daher ist eine frühzeitige Erkennung aufgrund einer Langzeitmessung von positiver Bedeutung.

Anhand des Ruhepulses bzw. der Geschwindigkeit, mit der die Herzfrequenz ansteigt, kann der Trainingszustand eines Menschen bestimmt werden. Da das Herz wie jeder andere Muskel auch trainiert werden kann, wird der Ruhepuls mit steigendem Trainingszustand meist niedriger, da durch eine vergrößerte Pumpleistung das Herzzeitvolumen auch bei niedrigem Puls ausreichend ist, um den Kreislauf zu versorgen. Bei COPD Patienten kann dieser Effekt zur Bestimmung des Trainingserfolges genutzt werden. Darüber hinaus kann das Training überwacht werden, um eine Überbelastung (erkennbar durch zu hohen Puls) zu vermeiden. In Verbindung mit anderen Sensoren (z. B. Bewegung) ist eine Schätzung des Energieumsatzes möglich.

In bestimmten Grenzen lässt sich aus dem EKG die Atemfrequenz ableiten. Dafür können zwei verschiedene Lösungsansätze verfolgt werden. Für das erste Verfahren werden wie bei der Herzfrequenz die Auftrittszeitpunkte der QRS-Komplexe im EKG gesucht und anschließend deren Abstände bestimmt. Das Ergebnis ist eine in der Zeitreihe auftretende Modulation, die mit dem Atemrhythmus korreliert (*Respiratory Sinus Arrhythmia*) [3]. Der zweite Lösungsansatz besteht ebenfalls zunächst aus der Suche nach QRS-Komplex Zeitpunkten, jedoch wird nun die Amplitude der jeweiligen R-Wellen untersucht, die wie die Herzratenvariabilität auch durch den Atemrhythmus moduliert wird [4, 5].

Durch eine spezielle Darstellung der Herzratenvariabilität in einem *Poincaré-Plot*, bei dem das R-R-Intervall als Funktion des nachfolgenden R-R-Intervalls aufgetragen wird, sind darüber hinaus weitere medizinische Diagnosen möglich. Da auch hier nur der eigentliche Auftrittszeitpunkt des QRS-Komplexes notwendig ist, ist die bei der *Vital-Sign-Watch* eingesetzte Zweipunkt-Ableitung ausreichend zur Datenaufzeichnung. Ein Beispiel für die Diagnose ist die Risikoeinschätzung einer Herzinsuffizienz, welche von Esperer [6] beschrieben wird.

2.2 Blutdruck

Der Blutkreislauf des Menschen stellt ein in sich geschlossenes System dar, welches im Prinzip aus zwei hintereinandergeschalteten Kreisläufen besteht. Der Lungenkreislauf (auch *kleiner Kreislauf*) verbindet das Herz mit der Lunge, in der das Blut Kohlendioxid abgibt und mit neuem Sauerstoff angereichert wird. Der Körperkreislauf (*großer Blutkreislauf*) dient dazu, diese Atemgase

durch den gesamten Körper zu transportieren, also eine Sauerstoffversorgung zu gewährleisten und das entstehende CO_2 bis zur Lunge zu befördern. Da diese Verteilung nicht alleine durch Diffusion und Konvektion geschehen kann, wird dieser Kreislauf von den Pumpvorgängen der linken und rechten Herzkammer angetrieben (vgl. Abbildung 2.3).

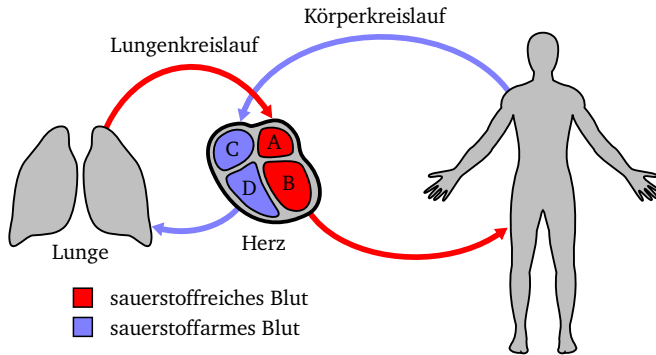


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung des großen (Körper) und kleinen (Lunge) vom Herzen angetriebenen menschlichen Blutkreislaufs nach [7]. A: linker Vorhof, B: linke Herzkammer, C: rechter Vorhof, D: rechte Herzkammer.

Um den Blutkreislauf in Bewegung zu halten, kontrahieren die Muskelfasern in der Austreibungsphase, was zur Volumenverringerung der Herzkammern führt. Somit wird das in der Kammer befindliche Blut durch die Arterien gepresst, welche es zu den Organen leiten. Die Herzklappen dienen dabei als Ventil, um das Blut in die entsprechende Richtung zu transportieren. Der sich verändernde Druck, der währenddessen in den Arterien herrscht, wird als Blutdruck bezeichnet und verändert sich zyklisch zusammen mit der Herzaktivität. Der maximale Druck, der in der Auswurfphase des Herzens in der Arterie herrscht, wird als *systolischer Blutdruck (SYS)* bezeichnet, beim Minimum während der Entspannungsphase spricht man vom *diastolischen Blutdruck (DIA)*. Abbildung 2.4 zeigt den Zusammenhang zwischen der Herzaktivität (EKG, schwarz) und dem jeweils zugehörigen Blutdruck und -volumen. Anzumerken sei, dass der Ventrikeldruck hier zwischen 0 und 120 mmHg schwankt, während innerhalb der Aorta ein minimaler Druck von 80 mmHg vorliegt. Einerseits liegt

dies an der Ventilfunktion der Herzklappen; darüber hinaus verhalten sich die Arterien wie eine Art Windkessel, um den minimalen Druck gewährleisten zu können, der eine kontinuierliche Organversorgung sicherstellt.

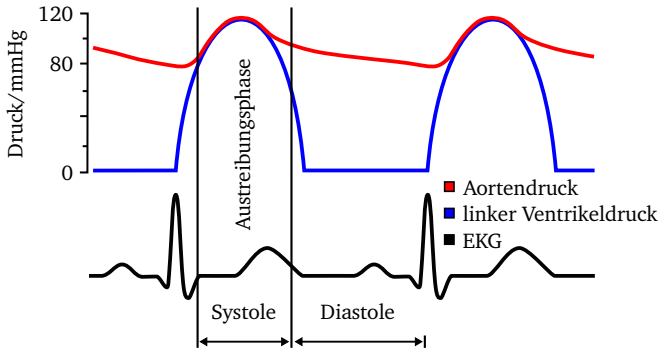


Abbildung 2.4: Zusammenhang zwischen Blutdruck und EKG nach [2].

Der ebenfalls in der Literatur zu findende *mittlere arterielle Druck (MAD)* kann durch die Integration des Druckes über einen Herzzyklus bestimmt werden; ein annähernder Wert wird durch die Formel

$$\text{MAD} = \text{DIA} + \frac{1}{3} \cdot (\text{SYS} - \text{DIA})$$

berechnet. Der *MAD* spielt eine Rolle bei der Auswertung des Blutdrucks nach der oszillometrischen Methode (siehe Abschnitt 2.2.2).

2.2.1 Medizinische Bedeutung

Auf der Höhe des Herzens liegt der Blutdruck beim gesunden Menschen in Ruhe zwischen 80 mmHg diastolisch und 120 mmHg systolisch. Durch gesteigerte körperliche Aktivität (beispielsweise Sport) benötigt der Organismus mehr Sauerstoff. Um diese Versorgung sicherzustellen, wird ebenfalls die Kreislaufaktivität vom Sympathikus, einem Teil des vegetativen Nervensystems, gesteigert. Dabei wird der Herzrhythmus beschleunigt und damit das Herz-Zeit-Volumen und der Blutdruck angehoben.

Für die Diagnose hat der Blutdruck eine große Bedeutung: Er erlaubt Rückschlüsse auf die Leistungsfähigkeit des Herzens und den Zustand des arteriellen Gefäßsystems. Eine ungesunde Lebensweise führt meist zu Bluthochdruck, welcher im Alter ein großes gesundheitliches Risiko darstellt, da hierdurch etwa Gefäßwände geschädigt werden können. Das hat Gefäßverkalkungen zur Folge, die schlimmstenfalls zu Schlaganfall oder Herzinfarkt führen können.

2.2.2 Messung des Blutdrucks

Soll der Blutdruck beim Menschen gemessen werden, so existiert dafür eine Vielzahl von Methoden, die in diesem Abschnitt erläutert werden. Die wohl präziseste Form ist das direkte Einbringen eines Drucksensors in den Blutkreislauf. Die direkte Kopplung ermöglicht eine kontinuierliche Messung und erlaubt somit die Erkennung von kurzfristigen Änderungen des Drucks. Der große Nachteil dieser Art der Messung ist hingegen die Invasivität. Das Legen eines Zuganges zur Arterie kann allenfalls von geschultem Personal durchgeführt werden und darüber hinaus herrscht ein Infektionsrisiko. Um diese Nachteile nicht in Kauf nehmen zu müssen, wurden bereits sehr früh Erkenntnisse gewonnen, die eine Blutdruckmessung ohne direkten Eingriff in den Körper ermöglichen.

Geschichtlicher Exkurs zur nicht-invasiven Blutdruckmessung

Die nicht-invasive Messung des Blutdrucks geht in das Jahr 1835 zurück [8]. Damals wurde vom Franzosen Julius Hérisson eine mit Quecksilber gefüllte Röhre verwendet, die am unteren Ende mit einer Ledermembran und am oberen Ende mit einem verschließbaren Ventil versehen war. Zur Messung des systolischen Blutdrucks wurde die Membran auf eine Arterie gedrückt, bis diese vollständig kollabiert und ein Puls gerade nicht mehr zu tasten ist. Der hierfür notwendige Druck spiegelt sich im Steigen des Quecksilbers in der Säule wieder. Die Einheit mmHg (Steighöhe des Quecksilbers in Millimetern) wird heute noch zur Angabe des Blutdrucks verwendet. 1896 wurde eine neue Messmethode von dem italienischen Arzt Scipione Riva-Rocci vorgestellt, bei der nun eine aufblasbare Gummimanschette zirkular um den Oberarm den Druck erzeugt, mit der die äußeren Arterien komprimiert werden. Nach dem Aufblasen wird die Luft langsam abgelassen, wodurch der Druck in der Manschette wieder sinkt. Beim ersten tastbaren Pulsschlag entspricht der Manschettendruck gerade dem systolischen Blutdruck.

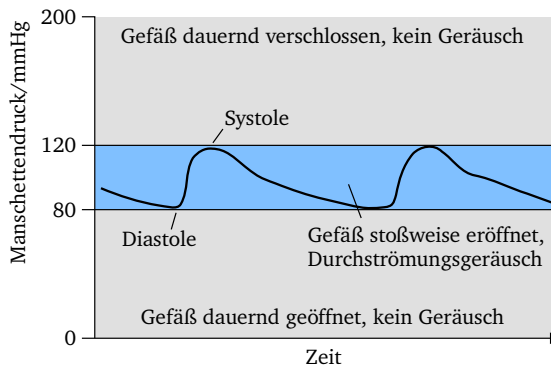


Abbildung 2.5: Schematische Darstellung der Blutdruckmessung durch Auskultation mit Manschetten- und Gefäßdruck nach [7]. Systole: Blutdruckmaximum, Diastole: Blutdruckminimum.

Nach Riva-Rocci wurde 1905 vom Militärarzt Sergejev Korotkoff eine Ergänzung der Messmethode beschrieben, die zusätzlich in der Lage ist, den diastolischen Blutdruck nicht-invasiv zu ermitteln. Korotkoff hörte während Riva-Roccis Messung mit einem Stethoskop die Wirbelgeräusche des Bluts ab, die durch dessen Flussverhalten durch die verengte Arterie entstehen. Dabei konnte er den Punkt des diastolischen Drucks erkennen, an dem bei sinkendem Manschettendruck die Geräusche wieder aufhörten. Dieser entspricht einem ungehinderten Blutfluss durch die Arterie (Abbildung 2.5).

Automatische Messung des Blutdrucks

Die vollautomatische Messung des Blutdrucks kann auf verschiedene Arten erfolgen. Durch die invasive Einbringung eines Sensors in den Blutkreislauf entspricht dessen Ausgangswert direkt dem Blutdruck. Die Automatisierung der nicht-invasiven Verfahren ist wesentlich komplexer. Als naheliegende Lösung bietet sich an, das von Riva-Rocci bzw. Korotkoff eingesetzte Stethoskop durch ein Mikrofon zu ersetzen und somit die Korotkoff-Geräusche aufzuzeichnen und automatisch auszuwerten. Das Problem bei dieser Lösung ist jedoch die komplexe Auswertung des akustischen Signals, das meist von Störgeräuschen überlagert ist. Dennoch existieren Geräte mit diesem Messprinzip, die häufig im klinischen Umfeld eingesetzt werden.

Oszillometrische Methode

Das Auftreten von Oszillationen innerhalb der Manschette, die eine komprimierte Arterie umschließt, ist wahrscheinlich ebenfalls seit Beginn des 19. Jahrhunderts bekannt [9]. Eine automatische Messung wurde hingegen erst zum Ende der 60er Jahre publiziert, wobei zunächst nur der mittlere arterielle Druck identifiziert werden konnte [10, 11]. Später konnten dann ebenfalls systolischer und diastolischer Druck durch die Oszillometrie bestimmt werden [12]. Beim oszillometrischen Verfahren wird eine Manschette, ursprünglich am Oberarm, später auch am Handgelenk, befestigt und zunächst auf einen Druck oberhalb des systolischen Blutdrucks aufgepumpt. Im zweiten Schritt wird die Luft langsam wieder abgelassen und gleichzeitig werden die verstärkten, durch den Puls verursachten Druckschwankungen innerhalb der Manschette untersucht. Aufgrund des Pulses kommt es durch die gegen die Manschette arbeitende Arterie zu einem oszillierenden Verhalten des Drucks; dabei wird typischerweise zunächst ein Anstieg der Amplitude der Oszillationen sichtbar, der zum Ende der Messung wieder rückläufig ist. In Kombination mit dem mittleren Manschettendruck lassen sich letztlich aus der Hüllkurve die Werte für systolischen, diastolischen und mittleren arteriellen Druck ableiten. Eine genaue Beschreibung des Algorithmus erfolgt in Kapitel 5, Abschnitt 5.2. Noch zu erwähnen ist an dieser Stelle, dass der Algorithmus in der Literatur zwar allgemein beschrieben wird, die Parametrierung zur konkreten Berechnung der Drücke jedoch von allen Herstellern selbst erfolgt und der Öffentlichkeit nicht zugänglich ist. Weiter gibt es Hinweise darauf, dass die Werte bei indirekter Blutdruckmessung aufgrund der komplexen Einflüsse während des Messens starken Schwankungen unterliegen können, die mitunter bis zu 30–50 mmHg reichen [13].

Die durch die Arterie ausgelösten Druckschwankungen sind im Vergleich zum Gesamtdruck in der Manschette relativ gering und bewegen sich lediglich im Bereich 1–3 mmHg. Für die Auswertung dieser geringen Amplituden muss das Drucksignal zunächst gefiltert und verstärkt werden, was jedoch durch einen prinzipiell einfachen diskreten Aufbau machbar ist. Das eigentliche Problem können bereits kleinste Bewegungen sein, die während der Messung das Ausgangssignal aufgrund der hohen Verstärkung stark verfälschen und somit die Erkennung der ursprünglichen Amplitude praktisch unmöglich machen. Daher ist es für eine oszillometrische Blutdruckbestimmung von großer Wichtigkeit, dass die Person eine ruhige Position einnimmt. Darüber hinaus sollte vor jeder Messung (unabhängig von der Messmethode) eine ausreichend

lange Ruhezeit eingehalten werden, um zu hohe Werte durch zuvor getane Bewegung zu vermeiden.

Bei kommerziellen Geräten ist das Verfahren meist so empfindlich, dass empfohlen wird, während der Messung nicht zu sprechen. Weiter lassen sich in der Literatur Hinweise darauf finden, dass Manschettengröße und der Durchmesser des Arms ebenso für Fehler verantwortlich sein können, wie die Befestigung selbst (locker/fest).

2.2.3 Messung über die Pulswellenlaufzeit

Seit der Entwicklung der nicht-invasiven Blutdruckmessung wurde der Druck stets mit Hilfe eines Gegendrucks bestimmt: Bei der Messung nach Riva-Rocci musste der eigentliche Blutdruck gegen den in der Manschette arbeiten, bei der oszillometrischen Methode (Kapitel 5.2) entsteht ein charakteristisches Schwingungsmuster durch die Veränderung des Gegendrucks. Ebenfalls wird bei der invasiven Druckmessung (über einen Katheter) das direkte Ergebnis eines Drucksensors verwendet. Eine jüngere Methode beschreibt die Messung des Blutdrucks über die Pulswellenlaufzeit [14, 15].

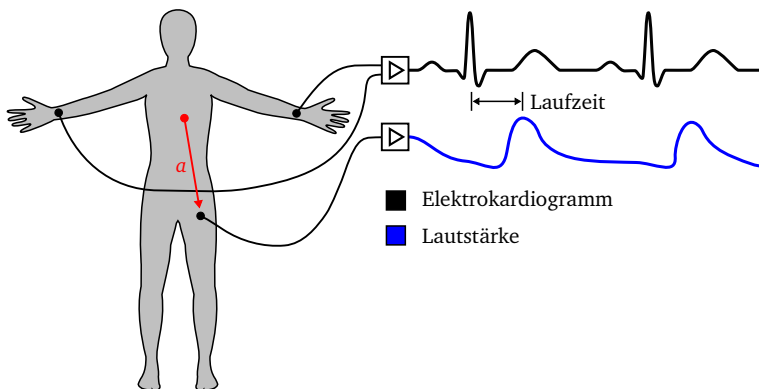


Abbildung 2.6: Messung der Pulswellengeschwindigkeit mit Hilfe eines Mikrofons über der Femoralarterie für eine gegebene Distanz a und Darstellung des aufgezeichneten Intervalls nach [14].

Durch die Kontraktion des Herzens wird bei jedem Pulsschlag eine Druckwelle erzeugt, die sich über die Arterien ausbreitet. Für die Messung kann beispielsweise die R-Zacke des EKG als Startzeitpunkt gesehen werden, ein geeigneter Messpunkt an der Körperperipherie ergibt dann eine Laufzeit der Welle. Abbildung 2.6 zeigt ein mögliches Messverfahren für die Pulswellengeschwindigkeit. Neben der EKG-Aufzeichnung wird hier ein Mikrophon verwendet, um die Pulswelle in der Femoralarterie (Oberschenkelarterie) aufzeichnen zu können.

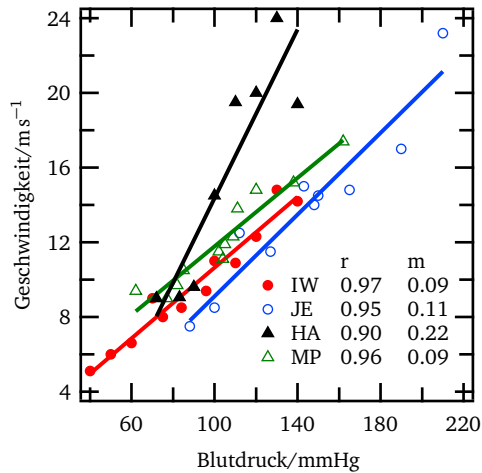


Abbildung 2.7: Auftragung der Pulswellengeschwindigkeit (PWV) gegen den transmuralen Druck für vier Patienten [15]; r ist der lineare Korrelationskoeffizient, m die Steigung der Regressionsgeraden. Patient IW: Alter 27, MAP in Ruhe 75 mmHg. Patient JE: Alter 44, MAP in Ruhe 150 mmHg. Patient HA: Alter 62, MAP in Ruhe 87 mmHg. Patient MP: Alter 80, MAP in Ruhe 107 mmHg.

Um aus der gemessenen Laufzeit den systolischen Blutdruckwert errechnen zu können, bedarf es aufgrund verschiedener Abhängigkeiten, z. B. die Elastizität des Gewebes, einer Kalibrierung des Systems. Der Blutdruck verhält sich hierbei umgekehrt proportional zur Pulswellenlaufzeit. Besonders positiv bei

diesem Verfahren ist die Nicht-Belastung der Gefäße (keine Kompression durch eine Manschette) und die Möglichkeit einer prinzipiell quasi-kontinuierlichen Aufzeichnung der Drücke.

Die aus dem Jahre 1976 dargestellte Messung (Abbildung 2.7) zeigt den linearen Zusammenhang zwischen dem gemessenen Innendruck der Arterie und der Pulswellengeschwindigkeit. Auffallend sind die unterschiedlichen Parameter der Regressionsgeraden bei den vier Testpersonen, die deutlich machen, dass eine Messung ohne vorherige Kalibrierung nicht möglich ist. Durch später entdeckte Möglichkeiten zur Optimierung des Laufzeit-Verfahrens – wie adaptive Filter oder Schätzverfahren – kann die Anzahl der Kalibrierungsmessungen reduziert werden [16].

2.2.4 Blutdruckmessung der *Vital-Sign-Watch*

Die Bestimmung des Blutdrucks erfolgt bei der *Vital-Sign-Watch* aus einer Kombination der Anwendung von oszillometrischer Methode mit der Bestimmung der Pulswellenlaufzeit. Durch den Einsatz beider Messverfahren ist eine automatische regelmäßige Kalibrierung des Laufzeitverfahrens möglich; dadurch können die Fehler des Systems gering gehalten werden [17]. Die aufgezeichneten Blutdruckwerte können im Kontext der *altersgerechten Lebenswelten* zur Trendanalyse verwendet werden, wobei einer negativen Entwicklung mit einer Anpassung des Trainingsplans entgegengewirkt werden kann. In kurzen Ruhephasen des Trainings (eine Messung ist bei körperlicher Bewegung in der Regel nicht zuverlässig möglich) kann der erhöhte Blutdruck bestimmt und somit ein zu großer Wert verhindert werden.

2.3 Körpertemperatur

Die Körperkerntemperatur des gesunden Menschen liegt normalerweise bei ca. 37 °C, wobei Schwankungen im Tagesverlauf von bis zu 1 °C möglich sind. Dieses Gleichgewicht zwischen wärmeerzeugenden und wärmeerhaltenden Mechanismen wird durch hypothalamische Kerngebiete, einer spezifischen Hirnstruktur, der *Formatio reticularis*, reguliert, wobei von dieser der Sollwert vorgegeben wird. Das Ziel ist die Einstellung einer optimalen Temperatur für die Stoffwechselvorgänge des Körpers. Als Stellglieder für den Regelkreis

verfügt der Körper über braunes Fettgewebe (Wärmebildung), Gefäßmotorik, Schweißsekretion und Haarbalgmuskeln (Wärmeabgabe).

Durch körperliche Arbeit (Bewegung, Sport) kann die Körpertemperatur ansteigen, da durch Muskelaktivität die Energieproduktion vergrößert wird und dabei Wärme produziert wird. Der Körper versucht dann entsprechend seinem Regelkreis, die erhöhte Temperatur wieder auf den Sollwert abzusenken, indem die Mechanismen zur Wärmeabgabe aktiviert werden (z. B. Schwitzen). Durch ein schnelles Ausregeln des Temperaturanstiegs ist praktisch keine signifikante Änderung der Körperkerntemperatur zu erwarten; der Mensch ist homoiotherm. Entsprechendes Verhalten wird bei Übergang in eine kalte Umgebung ausgelöst. Durch Reduktion der Durchblutung der Extremitäten wird die Wärmeabgabe verringert. Zusätzlich kann die Hautoberfläche durch Einsatz der Haarbalgmuskeln verkleinert werden („Gänsehaut“). Durch Zittern, also erhöhte Muskelaktivität, hat der Körper darüber hinaus noch die Möglichkeit, Wärme zu produzieren.

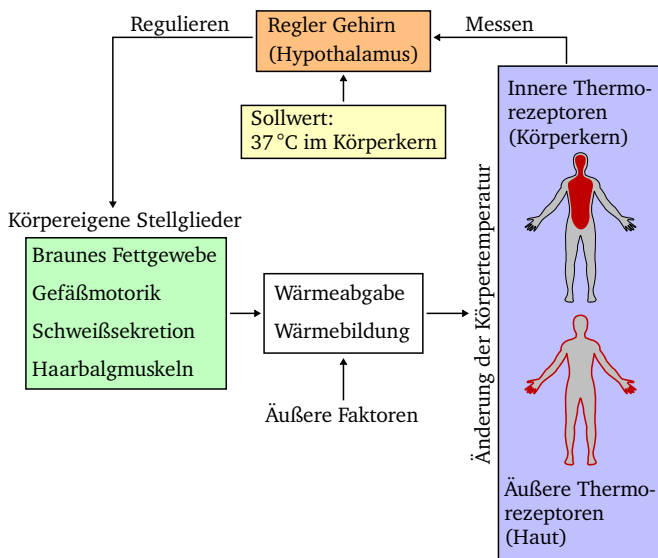


Abbildung 2.8: Regelkreis zur Konstanzhaltung der Körpertemperatur nach [2].

Abbildung 2.8 zeigt den schematisch dargestellten Regelkreis zur Konstanterhaltung der Körpertemperatur mit körpereigenen und äußeren Stellgliedern zur Regulation sowie dem Hypothalamus als zentraler Sollwertgeber. Das wichtigste Stellglied für die Wärmeabgabe stellt die Gefäßmotorik dar. Durch die Möglichkeit, die Hautdurchblutung zu verringern (Wärmeerhalt) oder zu vergrößern (Wärmeabgabe) kann die Hauttemperatur in Abhängigkeit zur Umgebung stark schwanken (vgl. Abbildung 2.10). Die Messung der Körpertemperatur erfolgt durch Thermorezeptoren im Körperinneren und Thermorezeption der Haut. Die Rezeptoren sind dabei nicht gleichmäßig über den gesamten Körper verteilt sondern konzentrieren sich hauptsächlich auf den einzuregelnden Körperkern. Im Folgenden zeigt Abbildung 2.9 dazu beispielsweise die Verteilung der Kaltpunkte, wobei sich die größte Anzahl von Kälterezeptoren pro Quadratzentimeter in unmittelbarer Nähe zum Körperkern befindet.

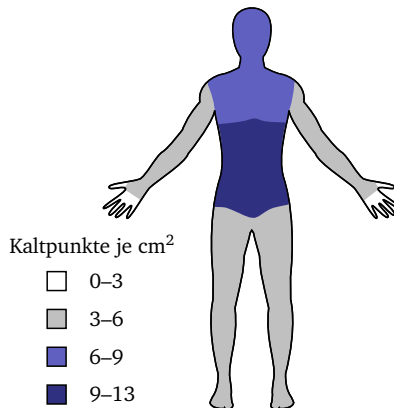


Abbildung 2.9: Verteilung der Kaltpunkte zur Thermorezeption auf der Körperoberfläche nach [18].

2.3.1 Fieber

Körperliche Aktivität hat zwar eine mögliche Temperaturerhöhung des Körperkerns zur Folge, jedoch wird dadurch nicht der Sollwert von 37 °C verstellt. Bei Fieber handelt es sich um eine pathologische Veränderung der Körpertemperatur, wobei nun eine durch endogene oder exogene Pyrogene (entzündlich

wirkende Stoffe) hervorgerufene Sollwertverstellung auftritt. Die pyrogenen Mediatoren werden in der Regel durch Entzündungsreaktionen freigesetzt, können aber auch durch Stoffwechsel- oder Zerfallsprodukte von Bakterien produziert werden. Wird der Sollwert nach oben hin verstellt, kommt es zu gleicher Symptomatik wie bei normalem Sollwert in kalter Umgebung; die Regelmechanismen zur Aufrechterhaltung der Kerntemperatur werden aktiviert, der Mensch beginnt zu frieren. Bei abklingendem Fieber hingegen, bei dem der Sollwert wieder nach unten hin verschoben wird, versucht der Körper z. B. durch Schwitzen, die nun höher als der Sollwert liegende Kerntemperatur zu reduzieren.

2.3.2 Bestimmung der Körpertemperatur

Für eine genaue Bestimmung der Körpertemperatur muss unmittelbar im Körperkern gemessen werden. Der klassische Messpunkt liegt dabei rektal, da dort die größte thermische Isolierung zur Umgebung ist. Zur statischen Temperaturbestimmung werden Maximalthermometer verwendet, bei denen sich aufgrund der Konstruktion die anzeigende Quecksilbersäule zwar ausdehnen kann, jedoch nicht wieder sinkt. Bei den heute meist verwendeten Digitalthermometern wird der seit Messbeginn größte aufgetretene Messwert angezeigt und das Ende der Messung signalisiert, wenn nach einer definierten Zeit kein neuer höherer Wert ermittelt werden konnte. Um von der rektalen Messung abzusehen, gibt es alternative Messpunkte z. B. im Mund (oral, bzw. sublingual) oder unter der Achsel (axillar), die sich in der Literatur als gute Annäherung an die Körpertemperatur erwiesen haben [19]. Eine seit einigen Jahren beliebte Messmethode ist die Messung der Temperatur des Trommelfells mit Hilfe eines Infrarot-Thermometers. Diese Art der Messung ist deutlich schneller, da die Wärmeleitung und die Wärmekapazität der Haut und der Sensorfläche bei den üblichen Kontaktthermometern praktisch entfällt. Darüber hinaus kann die Ohrtemperaturmessung bei korrekter Ausrichtung auf das Trommelfell sehr genaue Ergebnisse erzielen.

Auf der Körperoberfläche außerhalb des Körperkerns kann die Körpertemperatur nicht direkt gemessen werden, da hier verschiedene Effekte der Thermoregulation zum Tragen kommen. Abbildung 2.10 zeigt dabei die Hauttemperatur in Abhängigkeit zur Umgebungstemperatur. Wird die Umgebungstemperatur bei einem zuvor auf die entsprechende Person kalibriertem Messsystem berücksichtigt, ist dennoch eine Einschätzung der Kerntemperatur möglich, wenn die Umgebungsparameter konstant bleiben.

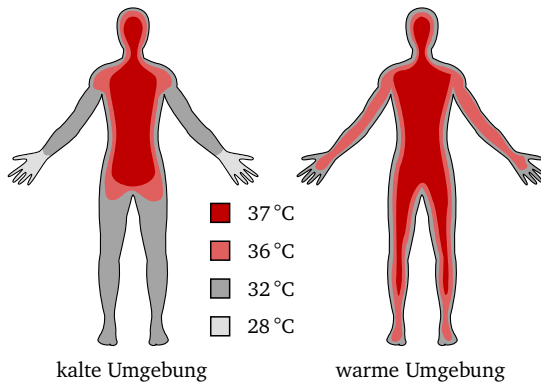


Abbildung 2.10: Darstellung der Hauttemperatur in kalter und warmer Umgebung nach [20].

2.3.3 Körpertemperaturmessung mit der *Vital-Sign-Watch*

Der Prototyp der *Vital-Sign-Watch* führt die Temperaturmessung am Handgelenk und der Umgebung durch. Zur Referenzmessung wird zusätzlich ein dritter Sensor verwendet, der die Temperatur in der Achselhöhle (Axillartemperatur) aufnimmt, da hier bei eng anliegendem Arm eine gute Näherung zur Körperkerntemperatur ermittelt werden kann. Das ermöglicht die Langzeit-Aufzeichnung und Untersuchung von Zusammenhängen zwischen Körperkern- und Extremitätentemperatur in Abhängigkeit der Umgebung.

Für die Einstellung des optimalen Trainings für COPD-Patienten ist die Körpertemperatur nicht zwingend erforderlich. Vielmehr geht es um die allgemeine Überprüfung des Gesundheitszustandes: Bei erhöhter Körpertemperatur sollte dem Körper ausreichend Ruhe gelassen werden, um eine möglicherweise nahende Krankheit zu bekämpfen, da sich genereller Stress meist negativ auf das Immunsystem auswirken kann [21, 22]. Eine frühzeitige Erkennung von Fieber kann in bestimmten Fällen auch dazu beitragen, einer möglichen Krankheitsausbreitung entgegenzuwirken. Als Beispiel soll an dieser Stelle die 2010 aufgetretene Pandemie mit dem H1N1-Erreger genannt werden [23]. Hier wurden an Flughäfen die Passagiere mit Wärmebildscannern auf eine erhöhte Körpertemperatur hin untersucht, um eine mögliche Ausbreitung über den Luftweg eindämmen zu können. Leider zeigte sich jedoch, dass zumindest

diese Form der Influenza nicht zuverlässig erkannt werden konnte, da bei einigen Virustypen das Fieber nicht notwendigerweise ein Symptom ist [24].

Von einem körperlichen Training ist in jedem Fall abzuraten, wenn die Körpertemperatur bedingt durch exogene oder endogene Pyrogene erhöht ist.

2.4 Bewegung

Obwohl die Bewegung als solche keine direkte medizinische Größe ist, kann das Bewegungsverhalten eines Menschen durchaus auf eine gesundheitliche Veränderung hindeuten. Ein kranker Mensch bewegt sich in der Regel weniger bzw. langsamer als ein gesunder. Speziell im Alter ist eine verlangsamte oder zunehmend unsichere Bewegung zu erwarten, da meist der durch das Alter bedingte Muskelabbau (Sarkopenie) voranschreitet und das klinische Syndrom der Gebrechlichkeit (engl. *Frailty*) verstärkt [25]. Wichtig ist bei der Untersuchung auch ein langfristiger Mittelwert, anhand dessen auch ein schleichendes Nachlassen der körperlichen Fitness zu erkennen ist, um möglichst früh dem Muskelabbau durch körperliches Training entgegenwirken zu können.

2.4.1 Stürze: Erkennung, Prädiktion und Prävention

Die Aufzeichnung der Beschleunigungsdaten lässt nicht nur Rückschlüsse auf die Dauer und bedingt auf die Art der Bewegung zu [26]. Eine spezielle Form einer Bewegung ist der Sturz, der gerade bei älteren Menschen eine große Bedeutung hat, da nach einem schweren Sturz meist eine sehr lange Zeit der Rehabilitation folgen kann. Je nach Sturzintensität kann es auch passieren, dass sich ein älterer Mensch nicht mehr vollständig erholen kann und somit eine bis dahin eigenständige Lebensweise aufgeben werden muss.

Auch spielt in diesem Szenario die Angst vor einem möglichen Sturz eine große Rolle und bildet dabei einen gefährlichen Kreislauf. Durch die Angst vor einem möglichen Sturz reduziert der Mensch automatisch seine Bewegungen. Die verbleibenden Aktivitäten werden dadurch unsicherer, da der Trainingszustand der Motorik entsprechend der Reduktion abnimmt. Aus der größer werdenden Unsicherheit resultiert wiederum eine größere Sturzangst. Im schlimmsten Fall kommt es schließlich zum Sturz [27].

Bewertung eines sturzgefährdeten Patienten

Um festzustellen, dass ein Mensch sturzgefährdet sein kann, lassen sich in der Literatur verschiedene Verfahren finden. Einige davon basieren auf einem Punktesystem (beispielsweise nach Tinetti [28] oder Berg [29]), bei dem verschiedene Aktionen des Patienten bewertet werden, um eine Einordnung in die Gefährdungskategorie zu ermöglichen. Beim *Functional Reach*-Test nach Duncan [30] wird mit gleichzeitigem Stillstand der Füße die Reichweite des Armes nach vorne bewertet und somit ein Sturzrisiko erkannt, falls ein bestimmter Schwellenwert nicht überschritten werden kann. Die Erkenntnis, dass sturzgefährdete Menschen sich primär auf die Tätigkeit *Gehen* konzentrieren und dementsprechend beim Nachdenken über andere Dinge unbewusst stehenbleiben, wird beim *Stops Walking When Talking*-Test verwendet, der 1997 von Lundin-Olsson [31] publiziert wurde.

Eine besonders schnelle und unkomplizierte Risikoeinstufung ist jedoch mit dem *Timed Up and Go*-Test (TUG) möglich, der 1991 von Podsiadlo [32] vorgestellt wurde. In der Ausgangssituation sitzt der Patient auf einem Stuhl und bekommt die Aufgabe, nach dem Aufstehen drei Meter weit zu gehen, umzukehren und sich wieder hinzusetzen. Dabei wird die Zeit gemessen, die der gesamte Vorgang andauert. Der Grenzwert wird in der Literatur mit 14 s angegeben. Dauert der Ablauf länger, kann ein erhöhtes Sturzrisiko vorliegen.

Durch Langzeitmonitoring kann erkannt werden, ob die allgemeine Bewegungsfähigkeit nachlässt, wobei ein gezieltes Training die Motorik und Koordinationsfähigkeit erhalten kann. Ein zusätzlicher Effekt des Monitorings ist ein Gefühl der Sicherheit, da durch die Erkennung eines Sturzes die Möglichkeit der Alarmierung gegeben ist; der Mensch muss nicht befürchten, nach einem Sturz hilflos am Boden zu liegen. Alleine dadurch sind eine sicherere Bewegung und eine Reduktion des Sturzrisikos zu erwarten.

2.4.2 Fitness

Neben den „kritischen Bewegungen“ wie z. B. Stürzen kann Bewegung auch als Maß für den Fitnesszustand gesehen werden, ohne dass dabei eine Verschlechterung der Gesamtsituation vorliegt. Dabei kann aus den aufgenommenen Beschleunigungswerten in bestimmten Grenzen auf das aktuelle Verhalten wie Liegen, Sitzen, Gehen, Laufen, etc. geschlossen werden.

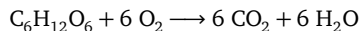
2.4.3 Bewegungserkennung mit der *Vital-Sign-Watch*

Die *Vital-Sign-Watch* verfolgt beide beschriebenen Ansätze bei der Bewegungserkennung. Speziell im Kontext der *Gestaltung altersgerechter Lebenswelten* spielt der alte, sturzgefährdete Mensch eine große Rolle, wobei das Ziel sowohl die Sturzprädiktion als auch die -detektion ist. Durch die Überwachung von Fitness-Trainings kommt zusätzlich noch der Aspekt der Prävention bzw. der Rehabilitation hinzu, falls das Sturzrisiko bereits vorhanden ist oder weiteren Stürzen entgegen gewirkt werden soll.

Die *Vital-Sign-Watch* selbst nimmt die Bewegung über einen 3-achsigen Beschleunigungssensor auf (vgl. Kapitel 5.4), wobei ein Zugriff auf die hochauflösenden Rohdaten möglich ist. Diese können über die medizinische Diagnose hinaus auch für die Bewertung der Daten anderer Sensorik verwendet werden, indem beispielsweise durch Bewegungsartefakte gestörte Sensorwerte auf mögliche Fehler hin analysiert werden.

2.5 Blutsauerstoffsättigung

Der Blutkreislauf des Menschen, durch das Herz angetrieben, dient in erster Linie der Versorgung der Zellen. Diese benötigen dafür Glucose und Sauerstoff, welche bei der Zellatmung in Kohlendioxid und Wasser umgewandelt werden:



Die Summenformel zeigt den Übergang von einem Molekül Glucose und sechs Molekülen Sauerstoff in jeweils sechs Moleküle Kohlendioxid und Wasser. Der benötigte Sauerstoff wird hauptsächlich über das Atmen von Luft über die Lungen ins Blut transportiert. Gleichzeitig wird das Kohlendioxid wieder an die Umgebungsluft abgegeben. Der Transport des Sauerstoffs erfolgt durch das Protein Hämoglobin, welches in den Erythrozyten vorhanden ist. Das Kohlendioxid wird nur in geringen Mengen vom Hämoglobin gebunden. Der größte Anteil wird in Verbindung mit Wasser als Hydrogencarbonat transportiert.

Die Sauerstoffsättigung (sO_2) stellt das Verhältnis der gebundenen Sauerstoffmoleküle gegenüber der maximal möglichen Sättigung des Hämoglobins dar und wird in Prozent angegeben. Da der Sauerstoff über die Alveolen der

Lunge in das Blut transportiert wird, stellt der Sättigungsparameter einen wichtigen Punkt zur Beurteilung der Atemfunktion dar; demnach werden direkte Rückschlüsse auf die Funktion der Lunge möglich. Beim gesunden jungen Menschen liegt der Normalwert der Sauerstoffsättigung meist bei annähernd 100 %, kann jedoch während des Schlafens um 10 % abfallen. Ältere Menschen haben in der Regel einen leicht niedrigeren Wert. Der zulässige Bereich sollte demnach ärztlich ermittelt werden. Die angegebenen Werte beziehen sich in der Regel auf die arterielle Sauerstoffsättigung, die in der Literatur unter der Abkürzung $S_{A O_2}$ zu finden ist.

2.5.1 Bestimmung des Sättigungswertes

Die Sauerstoffsättigung des Bluts wird auf photometrische Weise bestimmt. Hierzu bedient man sich des Effektes, dass das mit Sauerstoff gebundene Hämoglobin eine andere Transmission bzw. Reflexion bei einer bestimmten Licht-Wellenlänge aufweist (vgl. Abschnitt 5.5). Zunächst wurden für diese Untersuchung Blutproben entnommen und entsprechend untersucht. 1935 wurde erstmals ein Verfahren beschrieben, welches eine nicht-invasive Messung am Ohrläppchen erlaubte, wobei das System zunächst kalibriert werden musste, um die nun zusätzlichen Effekte des durchleuchteten Gewebes zu kompensieren. Erst Ende der 70er Jahre wurde das Prinzip dahin gehend verbessert, dass die gesonderte Kalibrierung entfallen kann und sich das System prinzipiell bei jedem Pulsschlag neu einstellt. Das Verfahren wird als *Pulsoxymetrie* bezeichnet und erlaubt durch seine Selbstkalibrierung ebenfalls Langzeitaufnahmen, da die Änderung des Blutvolumens an der Messstelle somit keine Änderung des Messergebnisses bewirkt.

2.5.2 Pulsfrequenz und Pulswellenlaufzeit

Die bei der Pulsoxymetrie gemessene Änderung des Blutvolumens steht in direktem Zusammenhang mit der Pulsfrequenz; das zyklische Pumpverhalten des Herzens bewirkt die Volumenänderung. Entsprechend ist das Ablesen dieser Frequenz möglich, indem der Kehrwert der Abstände der Volumenmaxima gebildet wird. Das Besondere hierbei ist, dass die Maxima nicht synchron mit der Kontraktion des Herzens (R-Zacke im Elektrokardiogramm) auftreten, sondern stets um einige 100 ms versetzt erkennbar sind. Diese messbare Pulswellenlaufzeit, die bei Kenntnis der Entfernung in die entsprechende

Pulswellengeschwindigkeit umgerechnet werden kann, wurde bereits in Abschnitt 2.2.3 beschrieben und kann als Maß für eine Blutdruckveränderung verwendet werden.

2.5.3 Sauerstoffsättigung bei Patienten mit COPD

Im Bereich der *altersgerechten Lebenswelten* spielt die Bestimmung der Sauerstoffsättigung eine große Rolle, da hier der Patient mit COPD (chronisch-obstruktive Lungenkrankheit) im Vordergrund der Zielgruppe steht. Der Sättigungswert kann auch hier zur Langzeitdiagnostik eingesetzt werden, was eine Trendanalyse ermöglicht. Das andere Ziel des GAL-Projektes ist das körperliche Training, welches bei COPD-Patienten einen vielversprechenden Ansatz zur Besserung von Krankheitssymptomen darstellt [33–35]. Gerade bei COPD ist die Sauerstoffsättigung während des Kurzzeitrainings von größerer Bedeutung als das Elektrokardiogramm, „da die Belastung des COPD-Patienten respiratorisch und in der Regel nicht kardial limitiert ist“ [36].

Kapitel 3

Mobile Überwachung von Vitalparametern

Die Idee der mobilen Überwachung von Vitalparametern ist nicht neu. Entsprechend der technischen Möglichkeiten bezüglich Miniaturisierung und Rechenleistung entwickelten sich die Geräte jedoch in den letzten Jahren immer weiter. Dieses Kapitel gibt einen kurzen Überblick über den aktuellen Stand der mobilen Vitalparameterüberwachung. Unterschieden wird dabei zwischen bereits verfügbaren Geräten (Abschnitt 3.1) und der Forschung (Abschnitt 3.2), bei der eine Auswahl aktueller Projekte und Prototypen vorgestellt wird.

3.1 Kommerzielle Geräte

Auf dem Markt gibt es bereits seit Langem Geräte zur Überwachung von Vitalparametern. Hauptsächlich kann hier zwischen zwei Einsatzgebieten unterschieden werden: Auf der einen Seite steht die Kontrolle im medizinischen Sinn (z. B. Blutdruck, EKG), bei der in erster Linie eine pathologische Veränderung der Werte überwacht werden muss. Auf der anderen Seite gibt es eine große Nutzergruppe, welche die Vitalparameter aus sportlichem Interesse untersucht, wobei es hier etwa um die Optimierung von Trainings oder die Messung des Energieumsatzes geht. Ein mögliches drittes Einsatzgebiet soll hier unter der Bezeichnung „Experimentell“ aufgeführt werden. Darunter fallen Geräte, die nicht zwingend für den Einsatz zur Vitalparameterüberwachung gedacht sind, sondern um eine solche Funktion etwa durch aufspielbare Software oder Zusatzgeräte erweitert werden können.

3.1.1 Überwachung mit medizinischem Hintergrund

In der Zeit, als die Miniaturisierung von elektronischen Schaltungen noch nicht so weit fortgeschritten war und speziell die Geräte zur Aufnahme von kleinen Biosignalen aus viel analoger Schaltungstechnik bestanden und einen entsprechend hohen Preis kosteten, war an tragbare, batteriebetriebene Geräte für den heimischen Einsatz noch nicht zu denken. Zu dieser Zeit war daher eine Überwachung der Vitalparameter aus medizinischen Gründen die einzige. So gingen beispielsweise die Menschen, die ihren Blutdruck elektronisch kontrollieren wollten, in eine Apotheke, die ein stationäres automatisches Messgerät für diesen Zweck aufgestellt hatte. Mit dem kompakter werdenden Aufbau der Geräte und der einfacheren Bedienbarkeit stieg das Interesse der medizinischen Selbstüberwachung.

Blutdruckmessgeräte

Heute gibt es eine große Nachfrage nach gesundheitlicher Überwachung für zuhause. Dementsprechend groß ist das Angebot der automatischen Messgeräte für den Blutdruck. Mit Hilfe dieser Geräte besteht die einfache Möglichkeit der Selbstkontrolle des Blutdrucks ohne großen Aufwand oder ärztliche Hilfe. Dabei gibt es zwei Arten von Messgeräten: zum einen solche mit einer Manschette für den Oberarm, zum anderen die Geräte für das Handgelenk. Die Messgeräte für den Oberarm (a) sind über einen Luftschlauch mit der Manschette verbunden, die Handgelenksgeräte (b) sind dagegen kleiner und kompakter, wobei die Elektronik direkt an der Manschette befestigt ist.

Abbildung 3.1 zeigt beide Gerätevarianten, wobei die Stromversorgung in beiden Fällen mit Batterien erfolgt. Gemessen wird bei preisgünstigen Geräten nahezu ausschließlich oszillometrisch. In den höheren Preisklassen lassen sich zunehmend Messgeräte finden, die die Messwerte durch zusätzliche auskultatorische Verfahren genauer bestimmen. Zur weiteren Verbesserung der Genauigkeit der angezeigten Blutdruckwerte werden darüber hinaus auch Beschleunigungssensoren eingesetzt, die mögliche Bewegungen während der Messung aufnehmen und kompensieren bzw. die Messung schlimmstenfalls verwerfen und wiederholen. Meistens verfügen die Geräte über einen Messwertespeicher, um vorausgegangene Messungen abrufen und sich eine Verlaufsübersicht verschaffen zu können.



(a) Oberarmmanschette, Omron M500. (b) Gerät für das Handgelenk, Omron RS3.

Abbildung 3.1: Geräte zur automatischen Blutdruckmessung des Herstellers Omron [37].

In der Regel verläuft die Messung wie bei M. RAMSEY [11] beschrieben: Die Manschette wird über einen kleinen Kompressor bis über den systolischen Druck aufgepumpt. Anschließend kann der Druck langsam mit einer Rate von 1–3 mmHg/s entweichen, während die Messung durchgeführt wird. Zum Schluss werden dem Benutzer die errechneten Werte angezeigt. Der Hersteller Omron hat dieses Verfahren bei den Geräten für das Handgelenk hinsichtlich der Messzeit optimiert, indem hier schon während des nun langsameren Aufpumpvorganges die Messdaten aufgenommen werden. Somit entfällt die Phase des langsamen Druckabbaus. Ebenfalls gibt es verschiedene Verfahren zum Druckablass. Einfache Handgeräte besitzen ein definiertes Leck, über das die Luft stets entweichen kann; der Druckabfall verhält sich dabei exponentiell. Andere Geräte steuern das integrierte Magnetventil aktiv an, um beispielsweise einen linearen Druckabfall zu erreichen. Zur Verbesserung der Robustheit der Messung machen einige Hersteller davon Gebrauch, den Druck erst nach zwei Amplituden gleicher Höhe zu reduzieren, um Bewegungsartefakte zu unterdrücken, was jedoch zu einer längeren Messzeit führen kann.

Die Genauigkeit, mit der die kommerziellen Blutdruckmessgeräte für den Privatanwender den Druck anzeigen, ist sehr unterschiedlich. Ein von der *Deutschen Hochdruckliga* durchgeführter Test bewertet hier jährlich die Geräte, mit denen eine zuverlässige Messung möglich ist [38]. Die für diese Arbeit als nicht-

invasive Referenzgerät verwendeten Geräte, *Omron RS3* für das Handgelenk und *Omron M500* für den Oberarm, sind beide in der Liste aufgeführt.

Pulsoximeter

Zur Überwachung des arteriellen Sauerstoffanteils dienen Pulsoximeter, die es ebenfalls als mobiles Gerät gibt. Die Sättigung wird in Prozent angegeben, zusätzlich erfolgt in der Regel die Anzeige der Pulsfrequenz, die mit derselben Messmethode ermittelt wird. Die Geräte besitzen einen Fingerclip, der mit zwei Leuchtdioden (rot, infrarot) den Finger be- oder durchleuchtet und mit Hilfe einer Fotodiode die Photoplethysmogramme beider Wellenlängen aufnehmen kann, um sie anschließend auszuwerten. Aus dem Verhältnis beider Signalverläufe zueinander lässt sich ein Sättigungswert errechnen; der zeitliche Abstand der Volumenmaxima ist der Kehrwert der Herzfrequenz.



(a) Elektronik im Fingerclip, Nonin Onyx II.

(b) Externe Elektronik, Nonin PalmsAT 2500.

Abbildung 3.2: Beispiele für tragbare Pulsoximeter [39].

Für Menschen, bei denen es wichtig ist, den Sauerstoffgehalt des Blutes zu überwachen (z. B. COPD-Patienten, Extremsportler beim Fliegen oder Höhenklettern), gibt es besonders kleine portable Überwachungsgeräte. Bei dem Pulsoximeter in Abbildung 3.2a ist im Fingerclip bereits die gesamte Elektronik integriert. Bild 3.2b zeigt hingegen ein Gerät mit externem Fingerclip, welches meist in der post-operativen Überwachung eingesetzt wird und deren Anzeige primär für Dritte dient. Dabei wird ebenfalls die Mobilität des Probanden praktisch nicht eingeschränkt.

Mobiles Elektrokardiogramm

Besonders wichtig ist die medizinische Überwachung des Herzens. Gerade bei Menschen, die durch Krankheiten vorbelastet sind, ist eine regelmäßige Kontrolle sinnvoll. Bewusst soll hier nicht der Begriff *Pulsuhr* verwendet werden, um die medizinische Herzüberwachung von der von Sportlern zu trennen. Für Messungen, die über die einfache Herzfrequenz hinausgehen, werden stationäre oder mobile EKG-Geräte verwendet; dabei variiert die Anzahl der Elektroden mit dem diagnostischen Ziel.



Abbildung 3.3: Ein mobiler EKG-Rekorder (Edan Holter SE-2003), welcher bei der Langzeitaufnahme verwendet wird [40].

Stationäre Geräte werden in der Regel bei Belastungs-EKG verwendet (z. B. bei Tests auf dem Fahrradergometer). Zur Langzeit-Überwachung müssen mobile Geräte verwendet werden, die die Herzaktivität über einen Zeitraum von 24 h aufzeichnen. Da meist keine weitere Sensorik in einem tragbaren EKG integriert ist, müssen die Patienten in der Regel eine Art Aktivitätstagebuch führen, um abschließend eine plausible Bewertung der EKG-Daten durchführen zu können. Je nach Anzahl der Kanäle kann eine komplexe Diagnose des Herzens in vollem medizinischem Umfang erfolgen. Das in Abbildung 3.3 dargestellte Aufzeichnungsgerät bietet neben der Aufzeichnung der Daten von 3 bzw. 12 Kanälen zusätzlich noch eine Anzeige, über die die Kontrolle der korrekten Funktion ermöglicht wird.

3.1.2 Sportmedizin

Die Gründe für die Vitalparameterüberwachung in der Sportmedizin sind meist anderen Ursprungs. Hier kommt es in der Regel nicht auf kritische Werte an, die eine Gesundheitsbedrohung darstellen. Ein Sportler möchte einerseits ein Training unter optimalen Bedingungen durchführen (beispielsweise ein Ausdauertraining in aeroben Bereich) und andererseits eine Rückmeldung über die Trainingsergebnisse erhalten (Energieumsatz nach Aktivität). Die angezeigten Werte können normalerweise leicht interpretiert werden.

Pulsuhren

Geräte zur Überwachung des Herzschlages findet man primär im Bereich des Sports. Prinzipiell können Pulsuhren hier bei jeglichen Arten von Trainings oder auch Extremsportarten eingesetzt werden. Interessenbedingt wird dabei meist nur die Herzfrequenz automatisch ermittelt und angezeigt oder deren Verlauf gespeichert. Diese dient zur optimalen Anpassung an den gewünschten Trainingseffekt, beispielsweise Ausdauer- oder Krafttraining im aeroben bzw. anaeroben Bereich.

Eine handelsübliche Pulsuhr wird in Abbildung 3.4a gezeigt. Einfach Geräte zeigen meist nur Uhrzeit und Puls mit Maximal- und Minimalwertspeicher an. Komplexe Geräte sind darüber hinaus mit weiterer Sensorik wie Beschleunigungsmesser, Höhenmesser, GPS, etc. ausgestattet und erlauben nach Angabe von charakteristischen Daten des Trägers (Alter, Gewicht, Größe, Trainingszustand) beispielsweise die Quasi-Bestimmung des Energieumsatzes.



(a) Pulsuhr als Anzeigeeinheit, Polar FT7. (b) Brustgurt mit Elektroden zur Herzaktivitätsmessung.

Abbildung 3.4: Gerätekombination zur Pulsüberwachung [41].

Auch hinsichtlich der Brustgurte (Abb. 3.4b) zur Aufnahme der bioelektrischen Herzaktivität gibt es Unterschiede. Diese beziehen sich jedoch nicht auf die Art der Datengewinnung. Der Gurt wird immer unterhalb des Brustkorbes angelegt und besitzt links und rechts jeweils eine Kontaktfläche, über die die elektrische Koppelung zur Haut stattfindet. Über diese Zwei-Punkt-Ableitung ist es nicht möglich, Aussagen über die Form des EKGs mit medizinischer Genauigkeit zu treffen (vgl. Abschnitt 2.1.4). Jedoch kann der Auftrittszeitpunkt der R-Zacke (des QRS-Komplexes) meist zuverlässig erkannt und bewertet werden, somit stehen die Werte der Pulsfrequenz bzw. der RR-Intervalle zur Verfügung. Die Unterschiede zwischen den Gurten liegen hier vielmehr in der Übertragung zum Anzeigegerät. Wird bei „einfachen“ Brustgurten das Signal meist nur auf eine Trägerfrequenz aufmoduliert, kommen bei professionellen Geräten entsprechende Kodierungen zum Einsatz, die eine sicherere Datenübertragung und die Verwendung mehrerer Pulsuhren auf engstem Raum (z. B. bei einem Marathonlauf) ermöglichen.

Eine weiterführende medizinische Diagnostik ist bei Pulsuhren in der Regel nicht erwünscht und darüber hinaus auch technisch nicht realisierbar. Ziel ist eine möglichst einfache Verwendung und ein komfortables Tragen von Brustgurt und Pulsuhr.

Bewegungssensorik

Als schon sehr lange bekannt gilt der Schrittzähler, der bereits vor einigen Jahrhunderten in mechanischer Form existierte und dazu gedacht war, Wegstrecken zu erfassen. Angetrieben wird das Pedometer über die Hin- und Herbewegung des Oberschenkels beim Gehen, was in elektronischen Zählern zunächst meist über Quecksilberschalter, heute über Beschleunigungssensorik funktioniert. Nachdem die einfache Wegstreckenmessung inzwischen mit Hilfe von GPS wesentlich genauer erfolgen kann, steigt dennoch die Attraktivität der Bewegungssensorik als Aktivitätsmonitor. Meist werden die Geräte dabei in Kombination mit Pulsuhren verwendet, um hier eine möglichst reale Schätzung des Energieumsatzes während körperlicher Aktivität feststellen zu können.

Hautwiderstandsmessung

Die alleinige Messung des Hautwiderstandes macht aus sportmedizinischer Sicht nicht viel Sinn. Vielmehr dient sie, wie beispielsweise der Bewegungssensor auch, als zusätzliche Größe für die Schätzung des Energieumsatzes (Schwitzen = körperliche Aktivität). Der bekannteste Umstand, bei dem die elektrodermale Aktivität eine Rolle spielt, ist jedoch der „Lügendetektor“, da beim bewussten Erzählen der Nicht-Wahrheit die Nervosität ansteigt und der Befragte zu schwitzen anfängt.

3.1.3 Experimentell

Neben den drei bekanntesten Überwachungsgeräten Blutdruckmessgerät, Pulsuhr bzw. (Langzeit-) EKG und Pulsoximeter gibt es auch weitere, die darüber hinaus versuchen, Messwerte zu kombinieren, den Tragekomfort zu erhöhen oder bereits bestehende Geräte zu nutzen. Die hier beschriebenen Geräte sind natürlich nur eine kleine Auswahl und sollen beispielhaft die Möglichkeiten in der mobilen Vitalparameterüberwachung darstellen.

Das *Zephyr BioHarness™ 3* ist ein kompaktes Gerät zur Vitaldatenüberwachung [42]. Aufgenommen werden Herzfrequenz, Atemfrequenz (beides über in Kleidung integrierte Sensoren), Beschleunigungsdaten und Position. Daten werden per Bluetooth oder USB übertragen. Vom Hersteller *Moticon* werden Einlegesohlen produziert, welche über Druck-, Beschleunigungs- und Temperatursensorik verfügen und die Daten kabellos übertragen können [43]. Dadurch

wird z. B. eine komfortable Gang- und Bewegungsanalyse möglich, die über die Messung beim Arzt (unter „Laborbedingungen“) hinaus gehen, da hier eine Analyse von Daten in der natürlichen Umgebung stattfinden kann.

Neben in die Kleidung integrierbaren Sensorsystemen sind auch Geräte in Form einfacher Armbanduhren immer häufiger zu finden, da diese unauffällig getragen werden können. Als Beispiel soll hier der *Basis Health Tracker* genannt werden [44]. Auf der Rückseite der Uhr befinden sich die Komponenten für die Aufnahme eines Photoplethysmogramms (Herzfrequenz, Herzratenvariabilität), ein Temperatursensor für die Hauttemperatur am Handgelenk und eine Möglichkeit, die Leitfähigkeit der Haut zu bestimmen (Zustand des Schwitzens). Neben Trainingsüberwachung wird damit geworben, dass die Uhr in der Lage ist, die Schlafphasen des Trägers zu erkennen.

Smartphone-Apps

Das Smartphone verfügt über zunehmend mehr Sensorik und Rechenleistung und kann durchaus zur Überwachung eingesetzt werden. Ein hochauflösendes Display und die intuitive Bedienbarkeit über eine berührungsempfindliche Oberfläche lassen theoretisch auch die Steuerung von nicht-technikversierten Menschen zu. Einfach nutzbar ist die integrierte *Bluetooth*-Schnittstelle. Über diese können kabellose Sensoren mit dem Telefon gekoppelt werden, die Messdaten werden auf dem Display dargestellt. Ein Brustgurt mit *Bluetooth*-Anbindung wird in Verbindung mit dem GPS im Smartphone zur Pulsuhr mit Streckenaufzeichnung und Trainingsplan.

Interessant sind auch Lösungen, wo beispielsweise interne Peripherie zweckentfremdet wird: Verfügt das Gerät über eine Kamera und eine High-Power-LED zur Szenenaufhellung, kann diese Kombination zur Aufzeichnung der Herzfrequenz verwendet werden. Dazu wird ein Finger direkt über die Kameralinse gelegt und gleichzeitig von der LED beleuchtet. Dadurch ist eine photoplethysmografische Messung möglich, die die Änderung des Blutvolumens verfolgt, welches von der Herzfrequenz abhängig ist.

Dass die Ideen der Gesundheitsüberwachung im GAL-Projekt auch von anderen Herstellern verfolgt werden, demonstrierte *Apple* auf der Entwicklerkonferenz WWDC 2014. Neben dem *iPhone* als Gesundheitsdatenbank und zentraler Steuerung für drahtlos gekoppelte Sensorik wurde die Kooperation mit der *Mayo Clinic* vorgestellt, deren Ärzte ebenfalls auf Elemente der

persönlichen Datenbank zugreifen können und somit die Möglichkeit einer telemedizinischen Diagnose besitzen [45].

3.2 Forschung

Durch die kleiner und leistungsstärker werdende Elektronik entstehen immer neue technische Möglichkeiten im Bereich der Vitalparameterüberwachung. Während vor einigen Jahrzehnten manche Messungen nur durch geschultes Fachpersonal durchgeführt werden konnten, geht die Entwicklung immer mehr in die Richtung, dass die Geräte vom Anwender alleine angelegt und bedient werden können. Durch die kompakteren Geräte werden nicht nur der Tragekomfort und die eigentliche Bereitschaft, ein Gerät zu verwenden, verbessert; hinzu kommt, dass unauffällige Geräte von anderen Menschen nicht so schnell wahrgenommen werden und damit die Diskretion erhalten bleibt. Ein weiteres besonderes Ziel ist die Verbesserung von Geräten in Hinsicht auf Größe und Messgenauigkeit, aber auch die Kombination von mehreren Sensoren. Beispiele für das Verknüpfen von Sensordaten, die Datenfusion, werden im Folgenden in Kapitel 6 behandelt.

Dass es viele Forschungsprojekte gibt, die entweder Schnittmengen mit dem Sektor der medizinischen Überwachung besitzen oder direkt in diese Richtung entwickelt werden, ist aufgrund der steigenden Bedeutung dieses Themas keine Besonderheit und soll in der hier ausgewählten Übersicht verdeutlicht werden.

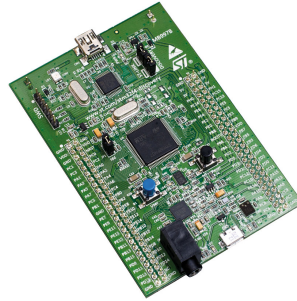
3.2.1 Universelle Entwicklungsplattformen

Häufig werden im Bereich der mobilen Sensorik universelle Module eingesetzt, die dann für die entsprechende Anwendung angepasst werden können. In der Regel bestehen solche Module aus einem Mikrocontroller mit Spannungsversorgung und Programmierschnittstelle, die mit einer Grundausstattung von Sensorik im Handel verfügbar sind. Unter den Sensoren lassen sich häufig Thermometer, Accelerometer und ebenfalls Gyroskope finden; zur Interaktion kommen Drucktaster, Leuchtdioden oder Flüssigkristallanzeigen zum Einsatz. Zusätzlich ist meistens eine Funkschnittstelle integriert, die neben wenigen Ausnahmen aus proprietären Übertragungsverfahren die Verbindung zu einer

Bluetooth-Gegenstelle aufbauen kann und somit eine drahtlose Datenübertragung ermöglicht.



(a) Gehäuseform einer Armbanduhr, TI EZ430-Chronos.



(b) Ohne Gehäuse. STM32F4 Discovery.

Abbildung 3.5: Entwicklungsplattformen von *Texas Instruments* [46] und *STMicroelectronics* [47].

Die Entwicklungsplattformen werden oft von den Herstellern der Mikrocontroller selbst produziert und vermarktet, um den Kunden einen möglichst attraktiven Einstieg in die Anwendung des Produkts zu bieten. Ein wie in Abbildung 3.5a dargestelltes Gehäuse ist dabei die Ausnahme. Jedoch werden auch die gehäuselosen Module (Abbildung 3.5b) vermehrt für Prototypen eingesetzt, da der zeitaufwändige Neuaufbau gespart werden kann, wenn noch keine Miniaturisierung gefordert ist. Die für den jeweiligen Anwendungsfall benötigte Sensorik wird über die bestehenden Schnittstellen (drahtlos oder kabelgebunden) mit dem Basismodul verbunden.

Abbildung 3.6 zeigt hier als Beispiel ein Projekt der Harvard Universität [48]. Für ein mobiles Pulsoximeter wurde ein drahtloser Sensorknoten (Mica2 Mote) mit einem Fingerclip mit zugehöriger Elektronik zur Auswertung kombiniert. Der Vorteil eines solchen Baukastensystems liegt natürlich in der schnellen Verwendbarkeit und darin, den grundlegenden Sensor nicht „neu erfinden“ zu müssen. Dem gegenüber muss aber der Nachteil in Kauf genommen werden,

dass ohne den Zugriff auf Rohdaten (hier: das Photoplethysmogramm) die Möglichkeit einer Datenfusion eingeschränkt wird.

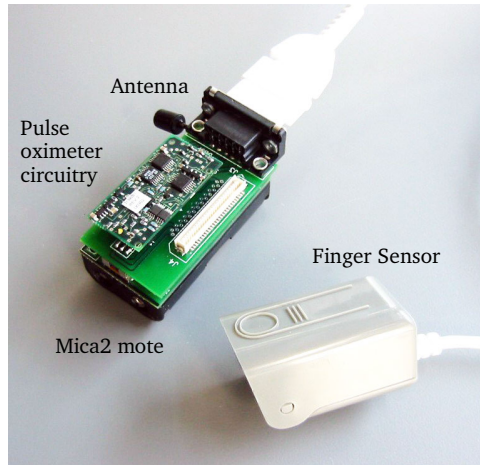


Abbildung 3.6: Aufbau eines drahtlosen Pulsoximeters aus der *Mica2 Mote*-Sensorplattform und einer aufgesteckten Fingerclip-Elektronik [48].

Schon eine Entwicklungsstufe weiter ist das *Shimmer3*-Modul der gleichnamigen Firma *Shimmer* [49]. Hier handelt es sich ebenfalls um eine universelle Mikrocontroller-Plattform mit bereits integrierter Sensorik (Beschleunigung, Kompass, Gyroskop, Luftdruck), welche mit zusätzlicher Sensorik ausgestattet werden kann. Der Hersteller bietet hier durch Bereitstellung einer Firmware direkt verwendbare Basisfunktionen an. Im Gegensatz zu den gehäuselosen Entwicklungsplattformen besitzt das *Shimmer3*-Modul bereits ein Gehäuse, welches für das Tragen am Körper ausgelegt ist und somit einen direkten Einsatz an einer Versuchsperson (z. B. für eine Bewegungsanalyse) ermöglicht. Abbildung 3.7 zeigt das Modul mit einem Halteband aus einem dehnbaren Material zum Befestigen an Armen oder Beinen.

Werden speziellere Anforderungen an das zugrundeliegende Mikrocontroller-Basissystem gestellt, besteht ein anderer Ansatz darin, diese Plattform nach eigenen Wünschen aufzubauen. Dazu gehört beispielsweise die Forderung

nach besonders geringem Strombedarf, einer mit einem eigenen Protokoll zu betreibenden Funkschnittstelle oder auch eine spezialisierte Sensorauswahl auf ein bestimmtes Anwendungsgebiet. Ebenfalls kann beim Eigendesign des Basisboards schon eine Größenoptimierung erfolgen, da nicht benötigte Komponenten entfallen. Das Institut für Betriebssysteme und Rechnernetzwerke der Technischen Universität Braunschweig verfolgt diesen Ansatz bei der Entwicklung der *INGA*-Plattform (*Inexpensive Node for General Applications*) [50].



Abbildung 3.7: *Shimmer3*-Sensorplattform im Gehäuse zum Tragen am Körper [49].

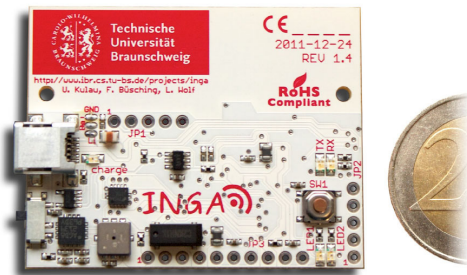


Abbildung 3.8: Das *INGA*-Basisboard [50].

Abbildung 3.8 zeigt das Basisboard im Größenvergleich zu einer 2-Euro-Münze. Eines der Hauptziele dieser Neuentwicklung ist die Aktivitätsüberwachung von älteren Menschen im Hinblick auf Sturzdetektion und -verhinderung. Die für diesen Zweck notwendigen Sensoren sind bei *INGA* bereits integriert (Accelerometer, Gyroskops, Luftdrucksensor). Dabei wurde speziell auf einen niedrigen Energiebedarf geachtet. Zur Steuerung kommen die für Mikrocontroller entwickelten Betriebssysteme *Contiki OS* oder *TinyOS* infrage.

3.2.2 Geräte zur Überwachung multipler Vitalparameter

Ein Gerät, welches der technischen Entwicklung im Rahmen dieser Dissertation ähnlich ist, ist *AMON: A Wearable Multiparameter Medical Monitoring and Alert System* [51]. Wie bei der *Vital-Sign-Watch* kommen auch hier Sensoren für die Aufnahme von Blutdruck, EKG und Beschleunigung zu Einsatz, jedoch wird dort lediglich vom Aufzeichnen der einzelnen Sensordaten berichtet; es findet keine Fusion statt.

Unter dem Namen *LAVIMO* wird mit einem Gerät zum Langzeit-Vitalparameter-Monitoring geforscht, welches ein Photoplethysmogramm über einen im Ohr zu tragenden Sensor aufzeichnen kann (Abbildung 3.9). Dabei werden „Sauerstoffsättigung, Herzfrequenz, Herzrhythmus, Herzfrequenzvariabilität, Puls, Atemfrequenz, Gefäßzustand und Durchblutung“ [52] überwacht.

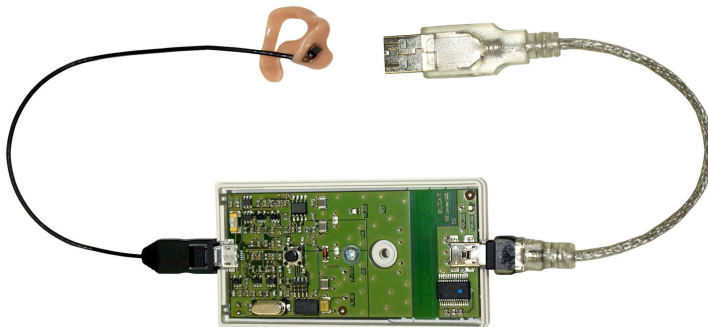


Abbildung 3.9: Ohrsensor zum Langzeit-Vitalparameter-Monitoring [52].

In Verbindung mit einem externen Beschleunigungssensor wurden bereits Vitalparameter während eines Trainings ausgewertet, wobei Bewegungsartefakte bei relativ geringen Bewegungen kompensiert werden konnten [53].

Interessant sind Projekte, bei denen ein Sensordesign für die Schlafforschung im Vordergrund steht. Speziell hier kommt es darauf an, die Sensorik möglichst störungsfrei am Körper unterzubringen, damit das zu untersuchende Schlafverhalten nur geringfügig beeinflusst wird. Auch ein kostenintensiver Aufenthalt im Schlaflabor kann durch die Sensornutzung im privaten Bereich vermieden werden. Neben Accelerometern und EKG kommen zusätzlich Sensoren für Atemfrequenz oder auch EEG zum Einsatz. Forschung in diesem Bereich wird beispielsweise vom Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen (IIS) betrieben, welches am Design unterschiedlicher Geräte der medizinischen Sensorik arbeitet [54].

Allgemein lässt sich aussagen, dass Geräte, die speziell für den medizinischen Gebrauch entwickelt werden, sinnvoll angewendet werden können, wobei viele davon meist ausschließlich im Forschungsbereich verwendet werden, um dort die benötigten Messergebnisse zu liefern. Ob experimentelle Lösungen, wie das Monitoring mit dem Smartphone, auf lange Sicht einen Nutzen bringen, ist bislang schwer vorhersehbar; grundsätzlich scheint eine vollständig automatische Auswertung ohne echten medizinischen Hintergrund jedoch als fragwürdig. Eine Kooperation mit entsprechenden Medizinern sollte in diesem Fall unbedingt erfolgen.

Kapitel 4

Die *Vital-Sign-Watch*

Die in Kapitel 2 beschriebenen Diagnoseverfahren bieten eine einfache kostengünstige Möglichkeit, bestimmte Erkrankungen des Menschen zu bestimmen. Geräte zur Messung einzelner Vitalparameter existieren bereits in einer großen Vielfalt auf dem Markt, jedoch gibt es hierbei einen entscheidenden Nachteil: Mit steigender Anzahl der zu messenden Werte steigt die Anzahl der Messgeräte selbst. Ebenfalls vergrößert sich der Aufwand, die Messgeräte anzulegen, die Daten abschließend einzulesen und auszuwerten. Gerade beim älteren Menschen, wo eine Überwachung der Gesundheit eine größere Notwendigkeit darstellt, gilt es, den technischen Aufwand möglichst gering zu halten. Hierdurch wird die Möglichkeit erhalten, dass die Sensorik ohne fremde Hilfe eingesetzt werden kann; zusätzlich erhöht eine unkomplizierte Anwendung die Bereitschaft, diese Technik zu nutzen. Aus einer im Rahmen des Projektes zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten durchgeführten Umfrage ging darüber hinaus hervor, dass die Menschen in der Zielgruppe eine gesundheitliche Überwachung (auch vor Schutz einer Überbelastung durch körperliche Trainings) durchaus befürworten. Bei der Frage nach der anzuwendenden Technik hat sich ein Großteil der Befragten positiv über die Sauerstoffmessung am Finger, EKG-Elektroden und ein Gerät am Handgelenk geäußert [55].

Ein Nachteil einzelner Geräte ist ein fehlender genauer zeitlicher Bezug der Messwerte zueinander. Die meisten Geräte verfügen zwar über eine interne Uhr, gespeicherte Messwerte lassen sich jedoch in der Regel nur auf die Minute genau einordnen. Eine im Millisekundenbereich liegende Pulswellenlaufzeit, die beispielsweise aus der Kombination von EKG und Blutdruckmanschette oder Fingerclip gewonnen werden kann, ist mit diesen Zeitangaben nicht zu bestimmen.



Abbildung 4.1: Mögliches Aussehen einer am Handgelenk eingesetzten *Vital-Sign-Watch*.

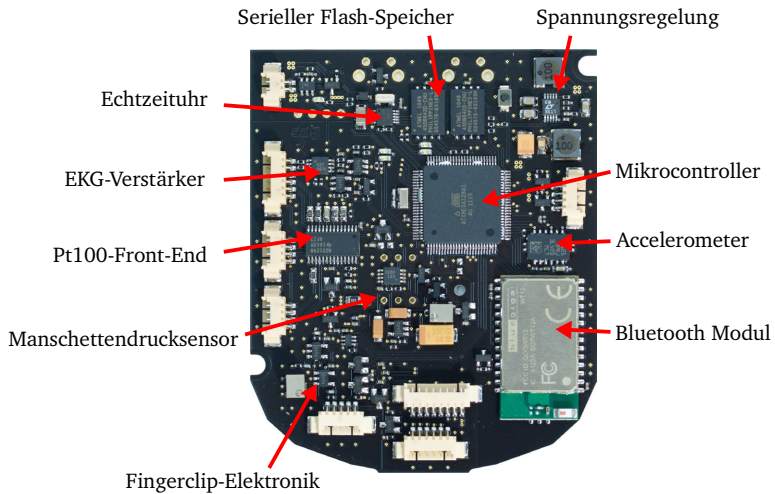


Abbildung 4.2: Fertig bestückte Platine (Draufsicht) der *Vital-Sign-Watch*.

Aus der Überlegung, alle zu messenden Vitalwerte mit einem einzigen, einfach verwendbaren Gerät zu ermitteln, entstand die *Vital-Sign-Watch*. In diesem Gerät wird die Elektronik für alle Sensoren kombiniert und mit einem Mikrocontroller gemeinsam verarbeitet. Ebenfalls ermöglicht diese Kombination eine einfache Realisierung einer gemeinsamen Zeitbasis aller gewonnenen Messwerte und erlaubt somit eine zeitliche Korrelation der Daten untereinander.

Die Grundlage zum Aufbau des Prototyps besteht aus dem Gehäuse eines handelsüblichen Blutdruckmessgeräts (vgl. Abbildung 4.1). Dieses verfügt bereits über die notwendige Manschette zur Blutdruckbestimmung, ein Batteriefach für den Einsatz von zwei AAA-Batterien und die Möglichkeit, eine Platine im Inneren zu befestigen. Da das Originaldisplay des Gehäuses nicht über ausreichende Anzeigemöglichkeiten verfügt, wurde zu diesem Zweck ein 3D-Modell eines neuen Gehäusedeckels entworfen und mit Hilfe der 3D-Drucktechnik hergestellt. Der neue Deckel bietet Platz für ein grafisches Display mit einer berührungsempfindlichen Oberfläche, über die eine menügeführte Steuerung möglich ist. Die Ansteuerung des Displays wird über einen weiteren Mikrocontroller vorgenommen, um die genauen zeitlichen Abläufe des Hauptcontrollers nicht durch das Benutzerinterface zu stören.

4.1 Systemaufbau

Dieser Abschnitt beschreibt den Systemaufbau der gesamten *Vital-Sign-Watch*. Dabei werden in erster Linie die verschiedenen Hardwareblöcke erläutert. Abbildung 4.2 zeigt die Hauptplatine der *Vital-Sign-Watch*, in Abbildung 4.3 ist das zugehörige Blockdiagramm dargestellt. Deutlich ist hierbei der Mikrocontroller als zentrales Element zur erkennen, dessen Beschreibung in Abschnitt 4.2 folgt. Die in der rechten Bildhälfte dargestellte Sensorik wird in Kapitel 5 näher erläutert. Der „Up-/Downlink“-Block kennzeichnet die Schnittstellen nach außen; hierfür stehen zwei serielle Kommunikationskanäle zur Verfügung, wobei einer davon kabelgebunden über einen Steckverbinder erreichbar ist. Der andere serielle Kanal wird mit Hilfe eines integrierten Bluetooth-Moduls an die Gegenstelle gebildet. Die Echtzeituhr (RTC) stellt eine Uhrzeit bereit, die auch im Fall eines ausgeschalteten Mikrocontrollers das Weiterlaufen der Uhr bewirkt (vgl. Abschnitt 4.3). Über das Benutzer-Interface (Abschnitt 4.4) erfolgt die Steuerung und Datenanzeige der *Vital-Sign-Watch*.

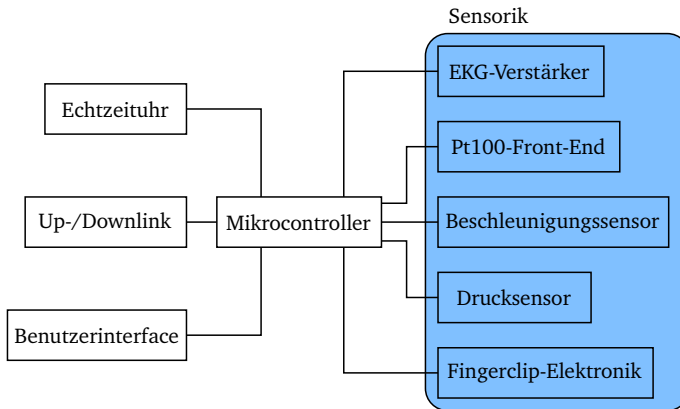


Abbildung 4.3: Blockdiagramm der *Vital-Sign-Watch*.

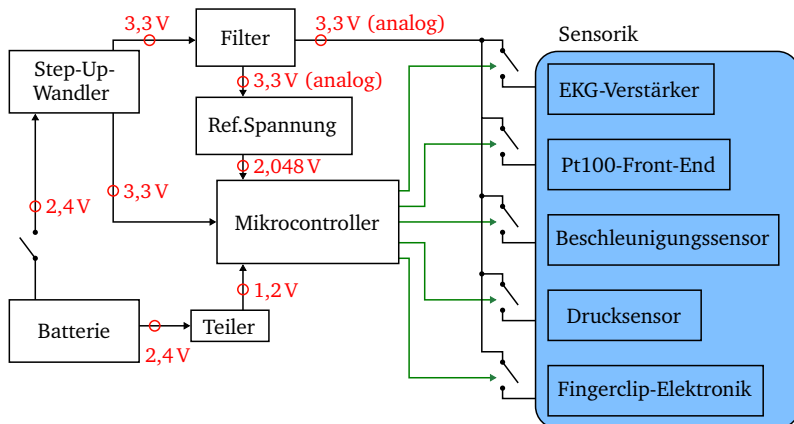


Abbildung 4.4: Spannungsversorgung der *Vital-Sign-Watch* als Blockdiagramm. Die Spannungen der jeweiligen Pfade sind in Rot dargestellt, die Sensorik kann über elektronische Schalter deaktiviert werden.

4.1.1 Energieversorgung

Die *Vital-Sign-Watch* gehört zur Gruppe der tragbaren Geräte und muss deshalb mit einer netzunabhängigen Spannungsquelle versorgt werden. Im Gehäuse ist hierfür ein Batteriefach integriert, in das zwei Batterien der Größe *Micro*, bzw. AAA eingelegt werden. Beim Einsatz von Akkumulatoren – beispielsweise NiMH oder NiCd – steht demnach eine nominelle Spannung von 2,4 V (1,2 V pro Zelle) zur Verfügung.

Abbildung 4.4 zeigt das Blockdiagramm der Spannungsversorgung. Die Batteriespannung wird über einen Schalter an einen Step-Up Wandler gegeben. Dieser erzeugt eine stabile Spannung von 3,3 V an seinem Ausgang, aus dem der Mikrocontroller direkt versorgt wird. Nach einer weiteren Glättung der Spannung durch ein LC-Filter hinter dem Ausgang des Wandlers steht diese den analogen Sensorschaltkreisen zur Verfügung, die durch elektronische Schalter vom Mikrocontroller de-/aktiviert werden können. Als Referenzspannungsquelle für Analog-Digital-Umsetzungen im Mikrocontroller dient ein Referenz-Linearregler, der eine Spannung von 2,048 V erzeugt.

4.1.2 Ein-/Aus-Schalter

Das Ein- und Ausschalten der *Vital-Sign-Watch* erfolgt mit Hilfe einer Kombination aus einem Taster, einem Mikrocontroller und einem MOSFET. Hintergrund für diesen nicht-trivialen Ansatz ist zum einen die Tatsache, dass das verwendete Gehäuse nicht die Möglichkeit bietet, einen Schiebeschalter optimal zu positionieren. Der Einsatz eines Tasters erfordert darüber hinaus Maßnahmen, um das versehentliche Schalten durch kurze Tasterberührung zu verhindern. Im Mikrocontroller (*ATtiny4*) überwacht eine Firmware den Zustand des Tasters. Wird dieser gedrückt und anschließend gehalten, beginnt eine Zählfunktion, die Zeit zu messen. Wird der Taster vor dem Erreichen einer bestimmten Marke (ungefähr 2 Sekunden) losgelassen, erfolgt keine Auslösung des Schaltvorganges. Bei Erreichen der Zeitmarke wird dieses dem Benutzer signalisiert und die Stromversorgung wird – abhängig vom vorherigen Zustand – freigegeben oder gesperrt. Weiter bestünde die Möglichkeit, den Taster zusätzlich mit dem Hauptmikrocontroller zu koppeln, der dadurch beim Ausschalten rechtzeitig „heruntergefahren“ werden kann, bis anschließend die Spannungsversorgung abgeschaltet wird.

Der Taster ist mit einem Interrupteingang des *ATtiny4* verbunden. Diese Beschaltung ermöglicht es, den Mikrocontroller während der Nicht-Betätigung des Tasters in einen Schlafzustand zu wechseln, in dem lediglich ein Strom im Bereich einiger Nanoampere benötigt wird. Dieser Strom ist so gering, dass im ausgeschalteten Zustand prinzipiell kein Unterschied zu einer echten Trennung der Spannungsversorgung besteht.

4.1.3 Step-Up Spannungswandler

Die nominelle Spannung von 2,4V beider Batterien ist zu gering, um den Hauptcontroller mit einer Taktfrequenz von 32 MHz betreiben zu können. Zum Einsatz kommt daher der Step-Up Spannungswandler *LTC3402*, der eine stabile Versorgungsspannung von 3,3V zur Verfügung stellt. Durch die integrierte Regelung bleibt die Ausgangsspannung konstant, auch wenn die Spannung der entladenden Batterien absinkt. Praktisch ist hier ein stabiler Betrieb bei einer Eingangsspannung von bis zur 1 V möglich, wobei die Spannung von 0,5 V pro Batteriezelle bereits im Bereich der Tiefenentladung liegt und die Batterien vorher gewechselt bzw. aufgeladen werden müssen. Die Batteriespannung ist über einen hochohmigen Spannungsteiler (200 k Ω) an einem analogen Eingang des Mikrocontrollers angeschlossen. Trotz der stabilen Versorgungsspannung sieht dieser dadurch den Verlauf der abfallenden Batteriespannung und kann dem Benutzer einen entsprechenden Hinweis geben, die Batterien rechtzeitig zu wechseln, um eine schädigende Tiefenentladung der Akkumulatoren zu verhindern. Durch die hohe Schaltfrequenz des Aufwärtswandlers von 3 MHz ist trotz der relativ klein dimensionierten Komponenten am Ausgang eine zuverlässige Glättung möglich.

4.1.4 Referenzquellen

Aus der vom Aufwärtswandler generierten Spannung von 3,3V werden mit Hilfe von Referenzspannungsquellen (lineare Regelung) weitere Spannungen generiert, die für präzise analoge Messungen benötigt werden. Hierbei wird eine Referenzspannung von 2,048 V für den internen Analog-Digital-Umsetzer des *ATxmega128* verwendet. Weiter erzeugt ein gleicher Spannungsregler die Versorgungsspannung für den externen ADU der Temperatursensoren. Die Versorgungsspannung der Referenzquellen wird zusätzlich jeweils über ein SMD-Ferrit von hochfrequenten Störspannungen befreit.

4.2 Mikrocontroller

Der Mikrocontroller *ATxmega128A1* von *Atmel* [56] ist die zentrale Komponente der *Vital-Sign-Watch*. Das im Controller befindliche Programm steuert über die Schnittstellen den Datenaustausch mit den Sensoren und bereitet die aufgenommenen Werte für das strukturierte Speichern vor. Wahlweise drahtgebunden oder drahtlos ist eine Kommunikation zwischen PC und Mikrocontroller möglich, um auf die abgelegten Daten zugreifen zu können. Über ein Programmierinterface (PDI) kann der Controller zu jedem Zeitpunkt mit einem neuen Programm (*Firmware*) beschrieben werden.

4.2.1 Eigenschaften und Anforderungen

Ein wichtiges Kriterium für die Auswahl des Mikrocontrollers sind Spannungsversorgung und Taktfrequenz. Ein erster Prototyp der *Vital-Sign-Watch* war mit einem *Atmel ATmega*-Controller ausgestattet und benötigte für den maximalen Systemtakt (16 MHz) eine Spannungsversorgung von 5 V. Problematisch war dies deshalb, da die Sensorbausteine mit digitaler Schnittstelle mit 3,3 V versorgt wurden und für die Verbindung zum Mikrocontroller somit eine Pegelumsetzung erfolgen musste. Entsprechend war der Einsatz von mehreren Bauteilen für die Umsetzung und die unterschiedlichen Spannungsversorgungen notwendig. Der *ATxmega128* löst dieses Problem, da lediglich 3,3 V ausreichend sind, um die maximale Taktfrequenz von 32 MHz erreichen zu können. Darüber hinaus entfallen die Bauteile zur Spannungsanpassung bei der Kommunikation mit der Sensorik.

Neben der Versorgungsspannung und der Taktfrequenz ist die Anzahl der Schnittstellen ein weiteres wichtiges Kriterium. Diese werden zusammen mit ihrer Verwendung bei der *Vital-Sign-Watch* im Folgenden beschrieben.

Digitale Ein- und Ausgänge

An einem digitalen Eingang eines Mikrocontrollers können zwei Zustände erkannt werden: Entweder es liegt ein Signal mit der Versorgungsspannung oder ein Massepegel an. Verwendet wird dieses in der Regel zur Zustandserkennung von Schaltern oder Tastern. Der digitale Ausgang des Controllers ist hingegen in der Lage, beide Zustände zu generieren (ein weiterer Zustand, der den

Ausgang hochohmig schaltet, soll an dieser Stelle nicht weiter beschrieben werden). Bei der *Vital-Sign-Watch* werden digitale Ausgänge genutzt, um die LEDs zu steuern und über Leistungstransistoren die einzelnen Sensoren ein- und ausschalten zu können.

Analoge Ein- und Ausgänge

Während die digitalen Ein- und Ausgänge nur binär arbeiten, ist es mit den analogen möglich, die Signale genauer zu differenzieren. Ein analoger Eingang besteht in erster Linie aus einem Analog-Digital-Umsetzer (ADU), der dem Controller einen digitalen Wert zur Verfügung stellt, welcher die am Eingang anliegende Spannung repräsentiert. Entscheidend für die Genauigkeit ist die Auflösung des ADU, die bestimmt, welches die kleinste zu unterscheidende Spannung (das Inkrement) darstellt. Im Gegensatz arbeitet der analoge Ausgang mit einem DAU (Digital-Analog-Umsetzer), der aus einer digitalen Zahl eine analoge Spannung generiert.

Zum Einsatz kommen die analogen Eingänge bei der Abtastung des EKG-Signals, des Drucksensors der Manschette und der Fotodiode des Fingerclips. Die Steuerung der Intensität der LED der Fingerclips erfolgt durch ein analoges Ausgangssignal.

Weitere Schnittstellen

Neben den einfachen Schnittstellen für digitale und analoge Ein- und Ausgabe gibt es darüber hinaus weitere Kommunikationsschnittstellen, über die hardwaregesteuert Daten ausgetauscht werden können.

Universal Asynchronous Receiver and Transmitter Die UART Schnittstelle bedient sich eines seriellen Protokolls und ermöglicht Übertragungsraten bis zu einigen Mbits^{-1} . Verwendet wird sie für die Kommunikation mit dem Bluetooth-Modul und der Display-Platine. Darüber hinaus wird über die UART die direkte Verbindung zum PC realisiert, über die Daten und Debug-Informationen ausgetauscht werden können.

Serial Peripheral Interface Das *SPI* (auch: der *SPI*-Bus) besteht aus Daten- und Taktleitung und verbindet die Komponenten mit hoher Geschwindigkeit. Bei der *Vital-Sign-Watch* wird dieser Bus für den externen Flash-Speicher, den Beschleunigungssensor, den externen DAU und den externen ADU für die Temperatursensorik benötigt. Obwohl bei *SPI* über

weitere Auswahlleitungen (*ChipSelect*) der Betrieb von mehreren Bus-teilnehmer ermöglicht wird, sind die Komponenten der *Vital-Sign-Watch* jeweils mit einem eigenen *SPI*-Bus verbunden, um diese Schnittstellen parallel nutzen zu können und eine hohe Übertragungsgeschwindigkeit zu erzielen.

4.3 Zeitgebung

Um die im Mikrocontroller zusammentreffenden Daten untereinander zu synchronisieren, muss prinzipiell für jeden Wert ein zugehöriger Zeitpunkt der Datenaufnahme bekannt sein. Werden beispielsweise verschiedene analoge Eingänge mit einer festen Frequenz abgetastet und die Daten fortlaufend im Speicher abgelegt, ist es bei der Annahme, dass es zu keiner Zeit zu einem Datenverlust gekommen ist, einfach, die relative Zeit zwischen den Werten über die Abtastfrequenz zu bestimmen, da die Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Werten gerade der Kehrwert dieser Frequenz ist. Das funktioniert so lange, wie der Mikrocontroller die Kontrolle über die Zeit der Datenaufnahme hat. Nun gibt es jedoch Baugruppen, die über so viel eigene Logik verfügen, dass sie die Abtastfrequenzen selbst bestimmen. Als Beispiel soll an dieser Stelle der Analog-Digital-Umsetzer *ADS1248* genannt werden, der bei der *Vital-Sign-Watch* für die Messung von drei Temperaturwerten verwendet wird (Kapitel 5.3). In diesem Fall muss dem Mikrocontroller zu jedem Messwert zusätzlich eine Zeit bekannt sein, um später eine Zuordnung zu anderen Daten möglich zu machen.

4.3.1 Interne Echtzeituhr

Der Mikrocontroller *ATxmega128* verfügt über einen integrierten Echtzeitzähler, der mit Hilfe eines externen 32,768 kHz Uhrenquarzes im Sekundentakt inkrementiert wird. Um die für die Zeitkodierung benötigten 32 Bit zu erreichen (Abschnitt 4.3.3), wird innerhalb einer Interruptroutine der Echtzeitzähler überprüft und bei einem Überlauf (Übergang von 65535 zu 0) ein weiterer, in Software implementierter 16 Bit Zähler inkrementiert. Somit stehen zu jeder Zeit das *High*- und *Low-Word* des *Timecodes* zu Verfügung.

Grundsätzlich wird der Anspruch an einen Zeitgeber hiermit erfüllt, jedoch steht nach jedem Reset des Mikrocontrollers der Echtzeitzähler zunächst wieder

auf dem Initialwert 0. Das führt zur Notwendigkeit einer weiteren Komponente, die die aktuelle Uhrzeit auch nach einem Reset bzw. auch nach einem vorübergehenden Wegfall der Versorgungsspannung (z. B. bei einem Batteriewechsel) beibehält, so dass der Nutzer nicht permanent die Uhrzeit neu einstellen muss.

4.3.2 Externer Uhrenbaustein *DS1394*

Für eine vom Mikrocontroller unabhängige Zeitgebung kommt der Uhrenbaustein *DS1394* von *Dallas Semiconductors* zum Einsatz. Dieser wird, wie der Mikrocontroller auch, über einen 32,768 kHz Uhrenquarz mit einem stabilen Takt versorgt und hat verschiedene Register, die u. a. die aktuelle Uhrzeit und das aktuelle Datum beinhalten. Der *DS1394* wird über eine *SPI*-Schnittstelle mit dem Mikrocontroller verbunden. Über eine weitere Interruptleitung kann zu einer einstellbaren Weckzeit ein Signal an den Mikrocontroller übertragen werden, um diesen beispielsweise aus einem Schlafzustand aufzuwecken.

Bei jedem Neustart des Mikrocontrollers werden in einer entsprechenden Initialisierungsroutine zunächst Datum und Uhrzeit aus dem Uhrenbaustein gelesen, in einen *Timecode* umgerechnet und somit der interne Echtzeitzähler eingestellt. Durch regelmäßiges Überprüfen bzw. Nachstellen beider Uhren kann ein synchroner Betrieb auch bei kleinen Unterschieden beider Quarze sichergestellt werden.

Reserve-Batterie

Wird die *Vital-Sign-Watch* über den elektronischen Schalter abgeschaltet, fallen die gesamte 3,3 V Spannungsversorgung und alle daraus generierten Spannungen weg. Da der *DS1394* ebenfalls an die 3,3 V Leitung angeschlossen ist, würde dies zunächst bedeuten, dass auch die Echtzeituhr nicht weiterläuft und beim Wiedereinschalten zurückgesetzt wird. Es müsste nach jedem Einschalten die Uhrzeit neu eingestellt werden. Damit die *Vital-Sign-Watch* trotzdem vollständig ausgeschaltet werden kann, kann der *DS1394* über einen speziellen Eingang weiterhin mit Spannung versorgt werden. Die interne Logik sorgt dafür, dass bei einem Absinken der Spannung an VCC unter einen Wert, bei dem der Betrieb nicht mehr sichergestellt ist, automatisch auf den Backup-Eingang umgeschaltet wird, falls hier eine größere Spannung anliegt. Bei der *Vital-Sign-Watch* ist dieser Backup-Eingang direkt mit der nicht abschaltbaren Batteriespannung verbunden. Fällt die 3,3 V Versorgung nun weg, wird

die Echtzeituhr weiterhin von der Batterie versorgt, da auch die geringere Batteriespannung noch für den Betrieb ausreichend ist. Um nun auch bei einem Batteriewechsel sicherzustellen, dass die eingestellte Uhrzeit erhalten bleibt und normal weiterlaufen kann, wird ein Kondensator verwendet. Eine Schottky-Diode in Durchlassrichtung von der Batterie zum DS1394 verhindert hierbei ein Entladen des Kondensators durch andere Komponenten.

Im aktiven *Backup*-Betrieb benötigt der DS1394 etwa 400 nA. Bei entladenen Batterien mit einer Zellenspannung von je 1 V beträgt die Versorgungsspannung aufgrund des Spannungsabfalls an der Schottky-Diode somit lediglich 1,5 V (zwei Batterien in Reihe, Schottky-Spannungsabfall etwa 0,5 V). Zur Berechnung der Batteriewechselzeit wird ein konstanter Innenwiderstand des DS1394 mit

$$R_I = \frac{U}{I} = \frac{1,5\text{ V}}{400\text{ nA}} = 3,75\text{ M}\Omega$$

angenommen. Die minimale Spannung am *Backup*-Eingang beträgt entsprechend dem Datenblatt 1,3 V [57]. Mit Hilfe der Gleichung zur Beschreibung der Kondensatorentladung kann bestimmt werden, wie lange die im Kondensator gespeicherte Energie ausreicht, um die Echtzeituhr beim Wechsel der Batterien zu betreiben.

$$U_C(t) = U_0 \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \text{mit} \quad \tau = R \cdot C$$

Mit einer Kondensatorkapazität von $C = 100\text{ }\mu\text{F}$ werden alle Werte in die Gleichung eingesetzt und nach t aufgelöst:

$$t = R \cdot C \cdot \ln\left(\frac{U_0}{U_C(t)}\right) = 3,75\text{ M}\Omega \cdot 100\text{ }\mu\text{F} \cdot \ln\left(\frac{1,5\text{ V}}{1,3\text{ V}}\right) = 53,66\text{ s}$$

Bei diesen vereinfachten Angaben bleibt dem Benutzer maximal eine knappe Minute, um die Batterien der *Vital-Sign-Watch* auszuwechseln, ohne dass ein erneutes Einstellen der Echtzeituhr notwendig wird.

4.3.3 Zeitkodierung

Der interne Echtzeitzähler bildet mit einer in Software zusätzlichen implementierten Hilfsvariablen einen 32 Bit-Zähler, der im Sekundentakt zählt. Im *DS1394* sind Datum und Uhrzeit direkt in einzelnen Registern gespeichert. Diese unterschiedliche Art der Zeitrepräsentation erfordert eine Methode zur Umrechnung zwischen beiden Darstellungen, um sowohl die interne Uhr mit der externen Zeit einzustellen als auch die externe mit der internen Zeit.

Durch die Definition eines Startzeitpunktes kann aus dem „Sekundenzähler“ der internen Uhr eine absolute Zeit abgeleitet werden: Der Zähler repräsentiert hierbei die seit dem Startpunkt vergangenen Sekunden. Bei einer Gesamtbreite des Zählerregisters von 32 bit kann dieser 2^{32} verschiedene Werte darstellen, also von 0 bis 4294967295. Bei einer Dauer eines Jahres von 31536000 Sekunden ($60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 365$) kann der Zählwert einen in einem Zeitraum von etwa 136 Jahren liegenden absoluten Zeitpunkt darstellen. Dabei berücksichtigen die Umrechnungsalgorithmen zwischen Datum/Uhrzeit und *Timecode* die Regeln für Schaltjahre und die Umschaltung zwischen Sommer- und Winterzeit.

Ein nennenswerter Vorteil der Zeitrepräsentation durch einen 32 bit-Wert liegt in der einfachen Handhabung durch den Mikrocontroller. Muss bei der üblichen Aufteilung in Stunden, Minuten und Sekunden stets der Übergang von 59 zu 0 bzw. 23 zu 0 explizit überprüft werden, wird der Zähler linear inkrementiert, was einen besonders geringen Rechenaufwand darstellt. Auch das auftretende Datenvolumen zur Speicherung eines Zeitstempels hält sich mit 32 Bit in Grenzen. Durch die interne ausschließliche Nutzung der 32 bit-Repräsentation können also Rechenleistung und Speicherplatz eingespart werden, weil lediglich die Benutzerausgabe einer Uhrzeit geringen Mehraufwand erfordert, da hier zunächst eine Umrechnung stattfinden muss.

4.4 Benutzerinterface

Das Benutzerinterface dient der Bedienung der *Vital-Sign-Watch*. Die primären Elemente dabei sind ein Grafik-Display zur Informationsausgabe und eine berührungsempfindliche Oberfläche zur Steuerung. Da zum Zeitpunkt des Schaltungsentwurfs nicht gänzlich abgeschätzt werden konnte, wie stark der Mikrocontroller der Basisplatine mit Aufnahme und Sicherung der Messdaten ausgelastet sein würde, wurde für das Benutzerinterface eine weitere Platine

entworfen, die einen eigenen Mikrocontroller enthält. Die Basisplatine und das Benutzerinterface sind über eine asynchrone, voll-duplexfähige serielle Leitung miteinander verbunden und können damit prinzipiell jegliche Art von Daten mit einer Geschwindigkeit von bis zu 2 Mbit/s austauschen. Darüber hinaus existieren noch Interrupt-Leitungen, mit der ein Mikrocontroller vom anderen aus einem möglichen Tiefschlaf geweckt werden kann. Der eingesetzte Controller *ATxmega256B3* besitzt dieselbe Prozessorarchitektur wie der im Basisboard verwendete *ATxmega128A1*. Unterschiedlich sind lediglich die Bauform (das Benutzerinterface benötigt weniger GPIOs) und die Größe der internen Speicher.

4.4.1 Grafische Anzeige

Als Anzeigeelement wird ein grafisches Punkt-Matrix-Display *EA DOGM128-6* des Herstellers *Electronic Assembly* eingesetzt. Es ermöglicht beliebige monochrome Darstellungen mit einer Auflösung von $128 \cdot 64$ Pixeln. Dadurch können neben Menüs und Messdaten in Textform auch zeitliche Verläufe o. Ä. der Daten in Form eines Diagramms angezeigt werden. Das Display ist über einen *SPI*-Bus mit dem Mikrocontroller verbunden. In diesem Fall kann dabei nur schreibender Zugriff erfolgen, was wiederum den Nachteil hat, dass sich im Display befindliche Daten (aktuell dargestellter Bildschirm) nicht lesen lassen. Da sich über die zur Verfügung stehenden Befehle nur Pixelblöcke aus jeweils 8 Pixeln als kleinste Einheit adressieren und beschreiben lassen, ist es notwendig, den gesamten Displayinhalt in einer Datenstruktur im Mikrocontroller zu spiegeln, um bei Änderung eines einzelnen Pixels die zugehörigen 7 Pixel der Einheit nicht zu überschreiben. Demnach wird bei Schreibzugriffen zunächst nur die gespiegelte Datenstruktur manipuliert und diese dann zyklisch an das Display übertragen. Ein sich daraus ergebender Vorteil ist eine mögliche Reduktion der Datenmenge, die über das *SPI* übertragen wird, da Änderungen der Anzeige zunächst nur „gesammelt“ werden, um anschließend in einem Block zum Display übertragen zu werden. Für die gespiegelte Datenstruktur wird bei der angegebenen Anzeigeauflösung ein freier Speicherbereich mit der Größe von 1 kB benötigt, sofern für jedes Pixel entsprechend 1 bit verwendet wird. Durch die Verwendung eines größeren Speicherbereichs ist eine Realisierung mehrerer Anzeigeschichten denkbar, um beispielsweise Texte und Grafiken einfach zu überlagern oder über Software markierte Pixel blinkend darzustellen.

4.4.2 Berührungsempfindlicher Bildschirm

Zur Steuerung der *Vital-Sign-Watch* kommt ein *Touchscreen* zum Einsatz. Bei Verwendung von berührungsempfindlichen Flächen mit kapazitiver Technologie besteht zwar der Vorteil, dass mehrere Berührungspunkte durch die Analyse von elektrischen Umladungsvorgängen einer Matrixstruktur gleichzeitig erfasst werden können, jedoch ist hier die Signalauswertung aufwändiger und die Notwendigkeit eines *Multitouch*-Systems aufgrund der kleinen Anzeigegröße nicht gegeben; als *Single-Touch*-Lösung wird ein resistiver *Touchscreen* eingesetzt. Dieses Eingabeelement (EA TOUCH128-1), ebenfalls von *Electronic Assembly*, besteht aus verschiedenen Schichten. Über der unteren Schicht aus einem Glassubstrat mit einer dünnen Indiumzinnoxid-Beschichtung als transparentem halbleitendem Material liegt eine auf der Unterseite ebenfalls beschichtete, flexible PET-Fläche. Beide Schichten sind durch *Spacer-Dots* mechanisch und vor allem elektrisch voneinander getrennt. Durch Berührung werden beide Schichten am Berührungspunkt miteinander verbunden. Weiter sind an den Außenkanten Elektroden angebracht, wobei bei der hier verwendeten 4-Draht-Technik jeweils ein Elektrodenpaar die untere und das orthogonal angeordnete Paar die obere Schicht kontaktiert (Abbildung 4.5).

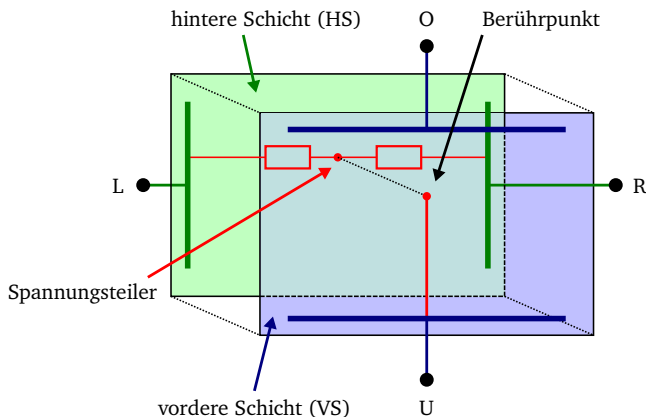


Abbildung 4.5: Schematische Darstellung beider Schichten des resistiven *Touch-Screens* mit den Außenelektroden und resultierendem Spannungsteiler.

Die Zuleitungen der einzelnen Elektroden werden im Folgenden mit O , U , L und R bezeichnet, die Schichten tragen die Bezeichnungen VS und HS . Zur Bestimmung der x-Koordinate des Berührungspunktes wird zunächst eine Spannung zwischen den Elektroden L und R der Schicht HS angelegt. Der Punkt, an dem sich bei Berührung beide Schichten elektrisch verbinden, ist prinzipiell der Abgriff eines durch die Indiumzinnoxid-Beschichtung entstehenden Spannungsteilers (vgl. Abbildung 4.5). Das dort auftretende Potenzial kann mit Hilfe eines Analog-Digital-Umsetzers ausgewertet werden, wobei der Widerstand der vorderen Schicht VS in diesem Fall keine Bedeutung für die Messung hat; der ADU besitzt einen hochohmigen Eingang. Die y-Koordinate wird analog zur x-Koordinate bestimmt, nur wird diesmal die Spannung zwischen O und U der Schicht VS angelegt und der Spannungsabgriff erfolgt entweder an L oder R .

Zur Kalibrierung des *Touch-Screens* müssen minimal zwei bekannte Punkte berührt werden, die sowohl verschiedene x- als auch verschiedene y-Koordinaten haben. In der Regel werden hier die linke obere und die rechte untere Ecke gewählt. Der lineare Verlauf des Widerstandes der Beschichtung erlaubt somit die einfache Berechnung der Punkte auf der Oberfläche. In Abhängigkeit des Bedienelementes können mit resistiven, berührungsempfindlichen Oberflächen relativ kleine Bereiche (etwa 5 mm mit einer Bleistiftspitze, 1–2 cm bei Bedienung mit dem Zeigefinger) zuverlässig erkannt werden, wobei die Detektion mehrerer Berührungspunkte gleichzeitig nicht möglich ist.

4.5 Energiebedarf

Ein entscheidender Punkt bei der Akzeptanz von mobilen Geräten ist deren Laufzeit. Der Strombedarf eines batteriebetriebenen Geräts muss auf ein Minimum reduziert werden, da ein Batteriewechsel über lange Zeit entsprechende Kosten verursacht. Bei der *Vital-Sign-Watch* kommt darüber hinaus noch ein weiterer Aspekt zum Tragen: Speziell für alte Menschen in der Zielgruppe, die ggf. bereits unter motorischen Einschränkungen leiden, ist es unzumutbar, täglich einen Satz kleiner Batterien auszutauschen. Für diesen Zweck wird in diesem Abschnitt eine Auswahl einzelner Komponenten der *Vital-Sign-Watch* auf ihren Strombedarf hin untersucht und es werden Abhilfen vorgestellt, um eine maximale Gerätelaufzeit erreichen zu können.

4.5.1 Spannungserzeugung

Im Abschnitt über die Energieversorgung wurde die Verwendung des *Step-Up*-Wandlers *LTC3402* beschrieben, der eingesetzt wird, da die nominelle Spannung der Batterieversorgung nicht für den Betrieb des Mikrocontrollers ausreicht. Durch eine Schaltfrequenz von 3 MHz kann der Spannungswandler mit einer vergleichsweise hohen Effizienz ($>80\%$) arbeiten, wobei für die Eigenversorgung nur $38\mu\text{A}$ benötigt werden.

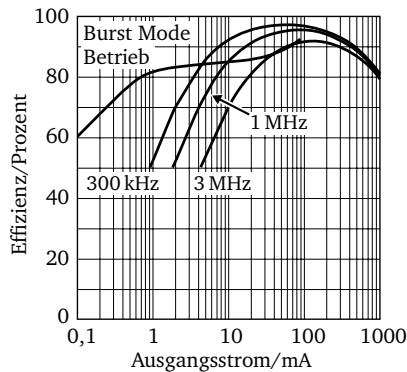


Abbildung 4.6: Spannungswandlereffizienz des LTC3402 im Bereich von 2,4–3,3 Volt nach [58].

In der Abbildung 4.6 ist ab einem Strombedarf von etwa 20 mA und der gegebenen Schaltfrequenz eine Effizienz von 80 % zu erwarten, die bei höherem Bedarf weiter ansteigt. Im aktiven Betrieb benötigt der Mikrocontroller der *Vital-Sign-Watch* bereits 20 mA, in diesem Betriebsmodus lässt sich daher keine wirkliche Einsparung durch den Spannungswandler erreichen. Der *LTC3402* verfügt über einen *Shutdown*-Eingang, mit dem die Hochsetzstellung angehalten werden kann. Um diese Funktion zur Energieeinsparung nutzen zu können, muss die gesamte Schaltung so entworfen werden, dass die jetzt direkt von der Batterie kommende Versorgungsspannung (über die benötigte Induktivität) entweder keine Fehler auslöst (z. B. *Brown-Out*-Erkennung des Mikrocontrollers) oder über weitere Schalter vollständig abgeschaltet werden kann.

Ein sehr guter Lösungsansatz ist an dieser Stelle ein Mikrocontroller, dessen minimale Spannungsversorgung (bei reduzierter Taktfrequenz) der nominalen Batteriespannung entspricht. Somit kann er den *Step-Up*-Wandler zum Energiesparen deaktivieren und im Bedarfsfall wieder starten. Voraussetzung für diese Lösung ist jedoch die Möglichkeit, alle Spannungspfade zu weiterer Peripherie kontrollieren zu können, was den Schaltungsaufwand steigert. Beim Prototyp der *Vital-Sign-Watch* kann die Gesamtversorgung derzeit nur manuell deaktiviert werden. Ein Ausschalten des *Step-Up*-Wandlers über eine Softwarefunktion ist nicht möglich.

4.5.2 Mikrocontroller

Der Mikrocontroller stellt das komplexeste Bauteil in der *Vital-Sign-Watch* dar. Die zum Betrieb notwendige Energie ist von einer Vielzahl an Parametern abhängig. Neben der Variationsmöglichkeit von Versorgungsspannung oder Taktfrequenz gibt es alleine im Prozessor (CPU) die Möglichkeit, durch verschiedene *Sleep*-Modi Teile des Kerns zu deaktivieren, um somit Einsparungen bei der Stromaufnahme zu erreichen.

Tabelle 4.1: Ausschnitt aus der Strombedarfsübersicht des *ATxmega128* in den unterschiedlichen Betriebsmodi bei einer Versorgungsspannung von 3,0 Volt nach [56].

Betriebsmodus, Komponente	Bedingungen	Strom [mA]
<i>Active Mode</i>	1 MHz, ext. Takt	0,790
	32 MHz, ext. Takt	18,35
<i>Idle Mode</i>	1 MHz, ext. Takt	0,255
	32 MHz, ext. Takt	8,15
<i>Power-down Mode</i>	alle Funktionen deaktiviert	0,0001
	alle Funkt. deakt., $T = 85^{\circ}\text{C}$	0,002
<i>Power-save Mode</i>	RTC mit 32 kHz	0,001 16
ADC	200 kS/s, Int. 1 V Ref	3,6
DAC, Normal Mode	1 MS/s, Single ch., Int. 1 V Ref	1,8
USART	RX/TX enabled, 9600 BAUD	0,0075

Hinzu kommt die Peripherie im Inneren des Mikrocontrollers, die ebenfalls durch entsprechende Befehle in der Software aktiviert bzw. deaktiviert werden kann. Anhand der folgenden Tabelle 4.1, die einen Ausschnitt aus dem Energiebedarf der Komponenten zeigt, wird die Komplexität deutlich.

Auffallend ist der große Unterschied des Strombedarfs zwischen der Taktfrequenz 1 MHz und 32 MHz im *Active Mode*. Die einzelnen Bausteine der internen Peripherie benötigen im Vergleich relativ wenig Energie, jedoch darf hier die Summe nicht unterschätzt werden. Sind beispielsweise jeweils zwei ADC- und DAC-Module in Benutzung, steigt der Stromverbrauch schnell auf 150 % des Stroms ohne die zusätzliche Peripherie.

Energiesparen beim Mikrocontroller

Durch den modularen Aufbau des Controllers besteht ein großes Stromsparpotenzial, welches alleine durch intensive Nutzung der Ein- bzw. Ausschaltfunktionen der Peripherie über Softwarebefehle erreicht werden kann. Wird beispielsweise ein Analog-Digital-Umsetzer nicht oder nur mit zeitlichem Abstand verwendet, kann dieser in der Zwischenzeit vollständig deaktiviert werden, wodurch die Stromaufnahme im zeitlichen Mittel stark sinkt. Durch Anhalten von Hardwarezählern entfallen die mit der Zährefrequenz auftretenden Umschaltvorgänge bzw. Ladungswechsel auf der Transistorebene im Controller. Auch wenn es sich hierbei um sehr kleine Größen handelt, sorgt die Anzahl von integrierten Halbleitern für einen relevanten Beitrag.

Einen weiteren Ansatz bietet die Möglichkeit, beim *ATxmega* das Taktsystem über die Software einstellen zu können. Dabei können im laufenden Betrieb die Taktquelle sowie ein möglicher Multiplikator verändert werden, wobei wichtig ist, die gesamte Software auf die unterschiedlichen Geschwindigkeiten auszulegen; beispielsweise darf eine serielle Kommunikation nach Halbierung des Systemtaktes nicht auch nur noch halb so schnell ablaufen. Eine sinnvolle Reduktion der Taktfrequenz ist z. B. denkbar, wenn das System auf eine Reaktion vom Benutzer wartet: Für die Abfrage eines Tasters oder *Touchscreens* ist keine CPU mit einem Takt von 32 MHz notwendig.

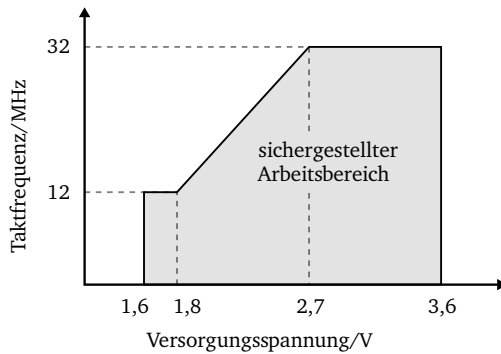


Abbildung 4.7: Maximaler Prozessortakt bei unterschiedlichen Versorgungsspannungen des *ATxmega128* nach [56].

Mit der minimalen Betriebsspannung von 1,6 V ist der *ATxmega128* noch immer in der Lage, mit einem Takt von 12 MHz zu rechnen (Abbildung 4.7). Die Spannung von zwei entladenen AAA-Akkumulatoren (typische Entladeschlussspannung von 1 V bei NiMH) liegt oberhalb dieser minimalen Spannung. Somit kann der Mikrocontroller direkt ohne *Step-Up*-Wandler betrieben werden, wenn die Taktfrequenz ausreichend klein gewählt wird. Ist der Controller jetzt in der Lage, den in Abschnitt 4.5.1 erwähnten Wandler zu aktivieren, um somit die Versorgungsspannung auf 3,3 V anzuheben, könnte er anschließend die Taktfrequenz auf die vollen 32 MHz umschalten. Andersherum kann nach dem Absenken der Taktfrequenz der *Step-Up*-Wandler deaktiviert und somit die Versorgungsspannung bzw. der Versorgungsstrom reduziert werden. Jedoch setzt dieses Gedankenexperiment voraus, dass der Mikrocontroller trotz des Umschaltens der Spannung weiterarbeitet.

4.5.3 Ventil/Kompressor der Manschette

Der Momentanverbrauch des Magnetventils liegt bei 100 mA, der Kompressormotor benötigt 300 mA im aktiven Betrieb, wobei beide Komponenten direkt von der Batterie versorgt werden und nicht über den *Step-Up*-Wandler funktionieren. Ein Zyklus einer oszillometrischen Blutdruckmessung dauert unter optimalen Bedingungen etwa 30 s, wobei das Ventil über die ganze Zeit ge-

geschlossen bleibt und der Kompressor meist während der ersten 10 s arbeitet. Für eine Messung liegt der Stromverbrauch entsprechend bei

$$300 \text{ mA} \cdot \frac{10}{3600} \text{ s} + 100 \text{ mA} \cdot \frac{30}{3600} \text{ s} = 1,66 \text{ mA h.}$$

Der Verbrauch lässt sich in diesem Fall nicht weiter reduzieren. Lediglich die Häufigkeit der Messung ist der entscheidende Faktor, hier eine Reduktion zu erreichen. Eine mögliche Lösung, die Messintervalle zu vergrößern, stellt die Blutdruckmessung mit Hilfe der Pulswellenlaufzeit dar. Die oszillometrische Methode wird seltener, und zwar nur noch zur Kalibrierung des Systems verwendet, die Messergebnisse für den Blutdruck werden durch EKG und Photoplethysmografie gewonnen.

4.5.4 Photoplethysmografie

Den hauptsächlichen Anteil des Strombedarfs der Photoplethysmografie haben die zur Durchleuchtung des Fingergewebes verwendeten Leuchtdioden (vgl. Abschnitt 5.5). Für eine Untersuchung der pulswellenbedingten Volumenänderung ist das Licht einer einzelnen Wellenlänge ausreichend, zur Bestimmung der Blutsauerstoffsättigung werden zwei Wellenlängen benötigt (rot/infrarot). Die Elektronik des Sensors ermöglicht eine Anpassung des Stroms durch die Leuchtdiode, hier soll jedoch im Mittel von 10 mA ausgegangen werden. Unter guten Bedingungen und Berücksichtigung der Einschwingzeit der Verstärkerschaltung ist eine Messzeit von 10 s zur Puls- und Laufzeitbestimmung notwendig, daraus ergibt sich ein Verbrauch von

$$10 \text{ mA} \cdot \frac{10}{3600} \text{ s} = 27,77 \mu\text{Ah.}$$

Im Vergleich zur Messung mit Kompressor und Magnetventil ist der Stromverbrauch der Photoplethysmografie hier um den Faktor 60 kleiner. Weitere Einsparung kann darüber hinaus erreicht werden, indem die Zeit für die Aktivierung der Leuchtdioden an den Zeitpunkt bzw. die Frequenz der Abtastung und das Verstärkerverhalten angepasst wird.

4.5.5 Drahtlose Datenübertragung

Zur Übermittlung von Messdaten zur zentralen Speicherung wird eine Übertragungsstrecke benötigt. Zwar kann diese mit einfachen Mitteln sehr stromsparend kabelgebunden erfolgen, jedoch wäre dieses bei einem mobil anzuwendenden Gerät nicht zielführend. Die Vorteile der Einfachheit und Automatisierbarkeit überwiegen bei einer kabellosen Lösung auf Kosten der Energiebilanz. Da es zu der Funkübertragung prinzipiell keine Alternative gibt, müssen hier ebenfalls geeignete Maßnahmen zur Strombedarfsminimierung getroffen werden.

Problematisch ist bei den verfügbaren Funkmodulen jedoch nicht nur ein hoher Energiebedarf während des Sendevorganges. Im Datenblatt zum hier eingesetzten *Class 2 Bluetooth*-Modul *WT12* von *Bluegiga* [59] werden sowohl im Sende- (TX) als auch im Empfangsbetrieb (RX) Maximalströme von bis zu 70 mA angegeben, wobei sich die Werte auf eine aufgebaute aktive Verbindung beziehen. Bei einer Datenübertragungsgeschwindigkeit von 115200 Baud wird ein mittlerer Strom von 30 mA benötigt. Zwar ist im Datenblatt von einem Ruhestrom (*Idle*) von 3 mA die Rede, jedoch wird aus den vorliegenden Angaben nicht ersichtlich, welcher mittlere Strom benötigt wird, wenn das Modul keine aktive Verbindung hat, von außen aber für einen Verbindungsaufbau sichtbar bereit steht. Bei einfachen Funkmodulen für den 2,4 GHz-Bereich ohne integriertes Übertragungsprotokoll werden ungefähre Werte von 15–20 mA benötigt, um auf dem Funkkanal mithören zu können; dieser Wert wird daher im Mittel auch für das Bluetooth-Modul angenommen.

Um einen großen Teil der vom Funkmodul benötigten Energie zu sparen, sollten alle Verbindungsanforderungen von der *Vital-Sign-Watch* selbst initiiert werden. Dazu ist der Mikrocontroller in der Lage, die Stromversorgung für das *WT12* vollständig auszuschalten. Fallen nun zu übertragende Daten an, wird das Modul aktiviert und eine Verbindung zu einer Basisstation aufgebaut. Ausgenutzt wird die Tatsache, dass eine stationäre Basis in der Regel nicht mit Batterien, sondern aus dem Netz versorgt wird und somit ein dauerhafter Empfang (für die Verbindungsanforderung) kein energietechnisches Problem darstellt. Nachteil ist, dass nun die *Vital-Sign-Watch* nicht mehr direkt von außen erreicht werden kann, wenn die Verbindung noch nicht aktiviert ist. Eine Abhilfe kann hier ein zyklischer Verbindungsaufbau schaffen, in dem die *Vital-Sign-Watch* regelmäßig die Basis kontaktiert und nach möglichen Daten fragt.

Werden alle zu übertragenden Daten gesammelt und in einem Datenpaket auf einmal gesendet (*Burst-Transfer*), ist dadurch ebenfalls eine Einsparung der Energie möglich, da die Zeit für Verbindungsaufbau und -abbau minimiert wird. Eine weitere Verbesserung ist darüber hinaus eine Kompression der Daten, jedoch kann dies wieder die entsprechende Leistung vom Mikrocontroller verlangen, was aus energietechnischer Sicht den Strombedarf lediglich zu einer anderen Komponente verschiebt. Weiter muss die Übertragungsgeschwindigkeit an die Übertragungsstrecke angepasst sein, um nicht unnötig viele Sendewiederholungen auszulösen. Da die *Vital-Sign-Watch* in der Lage ist, die Sensordaten vorzuverarbeiten, kann dadurch ebenfalls deren Menge reduziert werden: Wird beispielsweise eine Pulsfrequenz benötigt (ein einzelner Wert), so muss trotzdem zunächst ein EKG über einen bestimmten Zeitraum aufgenommen werden. Bei 10 s Aufnahmezeit, einer Abtastfrequenz von 200 Hz und 16 bit Auflösung fallen dabei 4 kB an Rohdaten an, die ohne Vorverarbeitung vollständig zur Auswertung übertragen werden müssten. Durch Anwendung eines QRS-Detektionsalgorithmus und Mittelung der RR-Intervalle kann das Ergebnis, welches nur noch einige Bytes lang ist (Messwert und Zeitstempel) vor dem Senden ermittelt werden. Auch eine Bewertung der Datenqualität führt dazu, dass z. B. fehlerbehaftete Daten gar nicht erst übertragen werden müssen.

Im Jahr 2011, zum Zeitpunkt des Prototyp-Aufbaus der *Vital-Sign-Watch* existierten noch keine *Class 4 Bluetooth*-Module. In der Spezifikation von *Class 4 (Bluetooth Low-Energy)* sind bereits viele Energiesparmaßnahmen integriert, wodurch sich entsprechende Module immer häufiger in mobilen Geräten finden lassen.

Kapitel 5

Sensorik

Dieses Kapitel beschreibt die verwendete Sensorik. Dabei wird neben der Beschreibung des Sensors selbst auf die vollständige Messkette eingegangen, die notwendig ist, um die Daten schließlich in digitaler Form im Mikrocontroller verarbeiten zu können. Zu jedem einzelnen Sensor wird eine Evaluation durch die Darstellung von Messdaten erfolgen. Neben der Beschreibung der Aufnahme der Daten von Blutdruck, Temperatur, Bewegung und der Blutvolumenschwankung wird zunächst beschrieben, wie die Ableitung des Elektrokardiogramms bei der *Vital-Sign-Watch* funktioniert.

5.1 Elektrokardiografie

Im Abschnitt 2.1 wurden die Grundlagen zum EKG und dem Signalverlauf an den Elektroden beschrieben. An dieser Stelle wird nun detailliert auf die Aufnahme, Aufbereitung und Interpretation des Signals eingegangen. Dabei beginnt die Beschreibung bei der analogen Verstärkung, erläutert weiter die Abtastung und Filterung und stellt abschließend Messergebnisse vor. Eine Auswertung erfolgt anschließend in Kapitel 6.

5.1.1 Analoger Messverstärker

Das an den Klebeelektroden messbare EKG-Signal hat typischerweise eine Amplitude von 1–2 mV. Hinzu kommt, dass diese geringe Spannungsänderung in der Regel durch das 50 Hz Signal der Netzfrequenz stark überlagert wird, da der menschliche Körper hierfür wie eine Antenne wirkt. Aufgrund der kleinen Amplitude des Nutzsignals und der großen Überlagerung kann das EKG nicht direkt digitalisiert werden, sondern muss zunächst vom Störsignal getrennt

und mit einem geeigneten Verstärker vergrößert werden. Um dieses Problem zu lösen, wird ein Instrumentenverstärker eingesetzt. Bauartbedingt verfügt dieser durch die Verstärkung der an den Eingängen anliegenden Spannungsdifferenz über eine sehr hohe Gleichtaktunterdrückung, wodurch das einkoppelnde 50 Hz Signal bereits weitgehend eliminiert werden kann. Abbildung 5.1 zeigt den Schaltungsaufbau mit dem Instrumentenverstärker *INA321* von *Texas Instruments*.

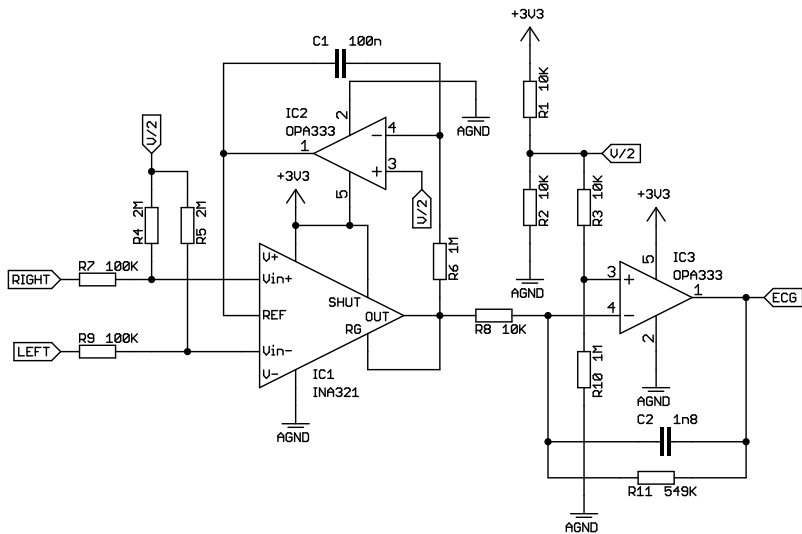


Abbildung 5.1: Schaltungsaufbau des analogen EKG Front-Ends mit dem Instrumentenverstärker *INA321* (IC1) nach [60].

Die Signale der linken und rechten Elektrode sind über je einen Widerstand direkt an den Differenzeingängen des *INA321* angeschlossen. Da der Verstärker nicht über eine symmetrische Spannungsquelle versorgt wird, werden beide Eingänge zusätzlich über hochohmige Widerstände auf das Potenzial der halben Versorgungsspannung gelegt. Über die externe Beschaltung wird der Verstärkungsfaktor des *INA321* auf $\nu = 5$ festgelegt. Der im EKG Signal häufig vorkommenden Verschiebung der Offsetspannung durch Kontaktveränderungen der Elektroden, dem sogenannten „baseline wandering“, wird durch eine

Integrationsstufe entgegengewirkt. Der aus dem Operationsverstärker OPA333 (IC2) und der Kapazität C1 bestehende Integrator führt eine Tiefpassfilterung des Ausgangs der ersten Verstärkerstufe durch und koppelt das gefilterte Signal zurück in den Referenzeingang des INA321. Da hierdurch die „Nulllinie“ des Signals annähernd auf dem halben Potenzial der Versorgungsspannung gehalten wird, ist eine größere Verstärkung mit dem nachfolgenden invertierend arbeitenden Operationsverstärker möglich, ohne dass das Signal in die maximale Aussteuerung gerät. Die zweite Stufe hat einen Verstärkungsfaktor von etwa $\nu = 55$, wodurch eine Gesamtverstärkung mit dem Faktor $\nu = 5 \cdot 55 = 275$ erreicht wird. Somit ist es möglich, das zunächst mit sehr kleiner Amplitude vorliegende Signal, welches zudem von den Störeinflüssen der Netzfrequenz überlagert wird, von dieser Überlagerung zu trennen und die auftretenden Potenziale so zu vergrößern, dass nun eine Digitalisierung durch einen Analog-Digital-Umsetzer erfolgen kann.

5.1.2 Signalabtastung

Die Digitalisierung des EKG-Signals wird mit dem internen ADU des ATx-mega128 durchgeführt. Der Ausgang der zweiten Verstärkerstufe wird hierzu direkt mit einem analogen Eingang des Mikrocontrollers verbunden, der Umsetzer arbeitet mit einer Referenzspannung von $U_{ref} = 2,048\text{ V}$. Da das Signal in der Regel unterhalb dieser Referenzspannung bleibt, kann es trotz der Rail-To-Rail-Verstärkerstufe, die das Signal bis maximal $3,0\text{ V}$ aussteuern kann, vollständig abgebildet werden. Zusätzlich bewirkt die geringere Referenzspannung eine Verbesserung der Auflösung. Ein konfigurierter Timer generiert alle $2,5\text{ ms}$ ein Ereignis welches den ADU mit einer Abtastfrequenz von $f_{sample} = 400\text{ Hz}$ arbeiten lässt. Um von dieser Überabtastung auf die für die von Pan&Tompkins (Abschnitt 5.1.3) beschriebene Filterung benötigte Abtastfrequenz von $f_{sample} = 200\text{ Hz}$ zu kommen, kann entweder nur jeder zweite Wert verwendet werden oder es erfolgt eine Mittelung von jeweils zwei Abtastwerten.

Die Abbildung zeigt den Ausschnitt eines mit der Sensorik der Vital-Sign-Watch aufgenommenen Elektrokardiogramms, welches nach der Abtastung durch einen Tiefpassfilter von höherfrequenten Störungen befreit wurde. Schwach zu erkennen ist die P-Welle; anschließend folgt der QRS-Komplex mit einer Amplitude von etwa $1,7\text{ mV}$.

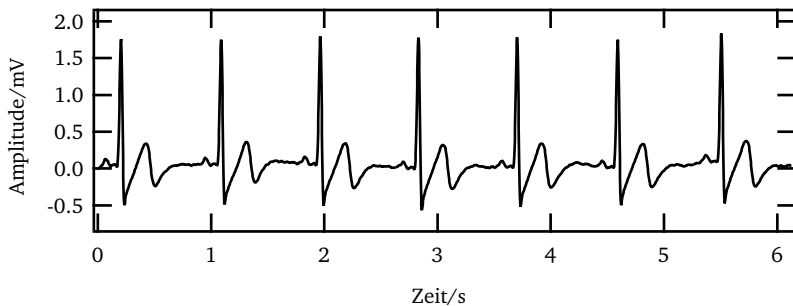


Abbildung 5.2: Ausschnitt des in Ruhe aufgezeichneten EKG mit der *Vital-Sign-Watch* nach Entfernen des Gleichspannungsanteils und anschließender Tiefpassfilterung mit einer Grenzfrequenz von 25 Hz.

5.1.3 Digitale Filter zur QRS-Detektion

Aus dem Signal der EKG-Ableitung über zwei Elektroden kann in erster Linie die Information über die Herzfrequenz gewonnen werden. Wird das abgetastete Signal über die Zeit dargestellt, kann mit bloßem Auge meist der typische Verlauf der R-Zacke des QRS-Komplexes direkt identifiziert werden. Eine Detektion mit Hilfe eines Mikrocontrollers hingegen ist weniger trivial. Zwar lässt sich eine einfache Erkennung aufgrund der großen Amplitude der R-Zacke zunächst mit Hilfe eines Schwellenwertes realisieren, jedoch ist diese Methode meist zu ungenau: Signalschwankungen, beispielsweise das *Baseline Wandering*, eine langsame Mittelwertverschiebung über der Zeit, verändern die Maximalwerte weiterer Signalspitzen und können somit zu Fehldetektion führen. Eine korrekte Angabe der Herzfrequenz wäre nicht mehr möglich.

Algorithmus von Jiapu Pan und Willis J. Tompkins

Ein Algorithmus, um die Erkennung mit dem Mikrocontroller zu implementieren, wurde bereits 1985 von Jiapu Pan und Willis J. Tompkins [61] entwickelt. Die digitale Filterung des EKG-Signals ermöglicht eine Echtzeit-Erkennung des QRS-Komplexes auch auf Systemen mit geringer Rechenleistung und liefert nach Angaben in der Veröffentlichung eine korrekte QRS-Detektion von

99,3 % bei einer Langzeit-Untersuchung mit der Dauer von 24 Stunden. Das abgetastete Signal wird zunächst über ein Bandpass-Filter mit einem Frequenzgang 5–15 Hz von hoch- und niederfrequenten Störungen befreit. Anschließend erfolgt eine mathematische Ableitung, um die steilen, bei der R-Zacke auftretenden Flanken zu erkennen. Vor der abschließenden Integration eines über den Signalverlauf geschobenen Zeitfensters werden die einzelnen Werte noch quadriert, um sie in den positiven Bereich zu verschieben. Über eine laufende Betrachtung der am Ausgang des Filters anliegenden Spitzenwerte werden die für die Erkennung notwendigen Schwellenwerte kontinuierlich angepasst. Unter der Beachtung der Laufzeit des Algorithmus ist eine genaue zeitliche Zuordnung zum originalen EKG-Signal möglich.

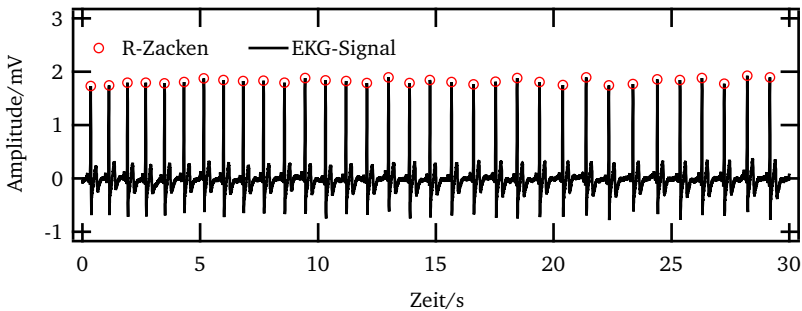


Abbildung 5.3: EKG-Signal über einen Aufnahmezeitraum von 50 Sekunden mit erkannten R-Zacken durch den Algorithmus von *Pan&Tompkins* [61].

Nach Anwendung des Algorithmus nach *Pan&Tompkins* können bei einem aufgenommenen EKG-Signal die R-Zacken dargestellt werden (Abbildung 5.3). Das Bekanntsein der Auftrittszeitpunkte und deren Amplitude ermöglicht anschließend eine weitere Analyse des Signals.

Ist das aufgenommene EKG-Signal nur von geringfügigen Störungen überlagert, kann zur Analyse der Messdaten ein alternativer Algorithmus verwendet werden, der ohne eine Parametrierung auskommt. Nachteil dabei ist ein relativ hoher Speicher- und Rechenaufwand, daher ist die Anwendung auf dem Mikrocontroller nicht empfehlenswert. Besser eignet sich die *automatic multiscale-based peak detection (AMPD)* zur Anwendung bei der *Offline-Analyse* auf einem

stationären Rechner. Der Algorithmus dient der „effizienten automatischen Spitzenerkennung in verrauschten periodischen und quasi-periodischen Signalen“ [62] und erkennt die lokalen Maxima über spezielle Matrix-Operationen. Da das EKG periodisches Verhalten zeigt, ist der Algorithmus sehr gut für die automatische Erkennung der R-Zacken geeignet. Bei sehr langen Signalvektoren ist es sinnvoll, das Suchen von lokalen Maxima auf einzelne Vektorabschnitte zu verteilen.

5.2 Blutdruck

Die technische Bestimmung des menschlichen Blutdrucks auf eine nicht-invasive Art ist keine triviale Aufgabe. Sie basiert auf der Bestimmung der Stärke von Oszillationen des Drucks innerhalb einer aufblasbaren Manschette, die durch den Blutfluss in der darunter liegenden Arterie hervorgerufen werden. Die Manschette kann hierzu wahlweise um den Oberarm oder um das Handgelenk herum befestigt werden.

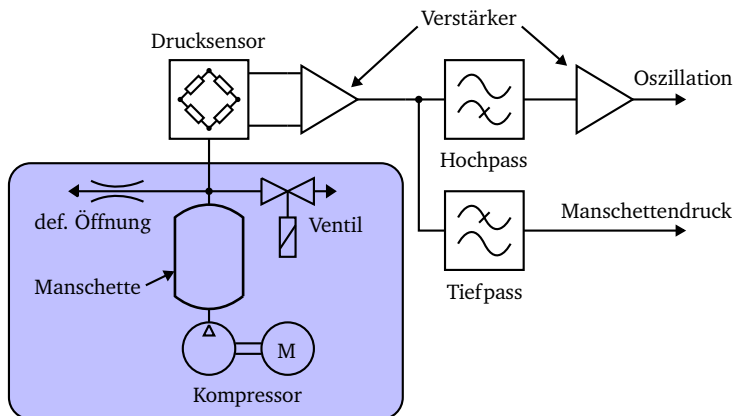


Abbildung 5.4: Blockschaltbild der Komponenten für die oszillometrische Blutdruckbestimmung. Blau hinterlegt ist der überwiegend pneumatische Teil mit Kompressor, Manschette und Ventil.

Aufgrund der Untersuchung der Oszillationen des aufgenommenen Messsignals trägt der Algorithmus den Namen *Oszillometrische Blutdruckmessung* mit dessen Hilfe der Mikrocontroller schließlich die Werte für systolischen und diastolischen Blutdruck berechnen kann (vgl. Abschnitt 2.2). Als Messsignal wird für das oszillometrische Messverfahren lediglich ein an die Manschette gekoppelter Drucksensor benötigt, welcher den Manschettendruck in eine elektrische Spannung umwandelt. In Abbildung 5.4 ist das Blockschaltbild der benötigten Komponenten dargestellt.

Zur Steuerung des Manschettendrucks werden weiterhin ein Miniaturkompressor und ein Magnetventil verwendet, welche über den Mikrocontroller gesteuert werden können. Im Fall der *Vital-Sign-Watch* geschieht das Ausströmen der Luft aus der aufgeblasenen Manschette nicht durch eine zusätzliche Regelung; der Druckbereich verfügt über ein definiertes Leck, aus dem die Luft stets langsam kontinuierlich entweichen kann. Die Funktionsweise des Algorithmus und die notwendige analoge Signalverarbeitung werden nun im Folgenden vorgestellt.

5.2.1 Algorithmus der oszillometrischen Blutdruckmessung

Für die Berechnung des Blutdrucks benötigt der Algorithmus der oszillometrischen Blutdruckmessung zwei Signale. Das erste Signal ist der in Millimeter-Quecksilbersäule (mmHg) angegebene mittlere Manschettendruck, das zweite Signal gibt den zeitsynchron gemessenen höherfrequenten Anteil des Manschettendrucks wieder und stellt somit die Druckoszillationen dar.

Zur Erstellung beider Zeitreihen wird zu Beginn einer Messung das Magnetventil geschlossen und der Kompressor aktiviert. Die Manschette wird so weit aufgeblasen, bis die darunter liegende Arterie vollständig kollabiert und kein Blut mehr hindurch fließen kann. Üblicherweise liegt der Druck hierfür zwischen 180 und 200 mmHg beim gesunden Menschen im Ruhezustand. Mit noch immer geschlossenem Magnetventil entweicht die Luft nur durch das definierte Leck, wobei der Druckabfall etwa 3 mmHg/s beträgt. In dieser Zeit wird nun der zeitliche Verlauf beider Signale abgetastet und aufgezeichnet. Abschließend, bei etwa 40 mmHg, wird das Ventil geöffnet und die restliche Luft kann aus der Manschette entweichen.

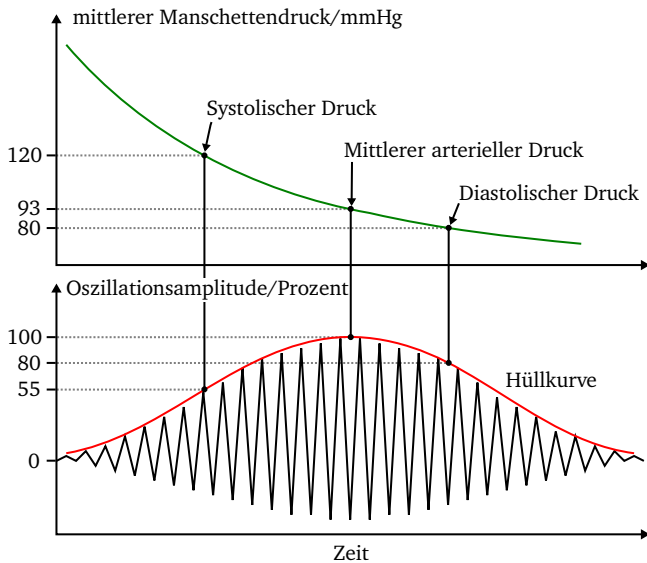


Abbildung 5.5: Zeitlicher Verlauf des mittleren Drucks in der Manschette und der höherfrequenten Oszillationen.

In Abbildung 5.5 sind beide Zeitreihen noch einmal schematisch dargestellt. Um aus diesen Daten die Blutdruckwerte bestimmen zu können, sind folgende Schritte notwendig:

1. Durch die Untersuchung des Signals der Oszillationen auf lokale Maxima wird zunächst dessen Einhüllende bestimmt, wobei diese so gefittet werden muss, dass die Hüllkurve lediglich ein einziges Maximum aufweist. Der Fit kann dann so normiert werden, dass das Maximum 100 % entspricht.
2. Der Zeitpunkt des Maximums der Einhüllenden (100 %) entspricht im Signal des mittleren Manschettendrucks dem mittleren arteriellen Druck (MAP). In der Abbildung 5.5 ist dies durch die senkrechte Verbindung gekennzeichnet.
3. Zur Bestimmung des systolischen Blutdrucks wird im Signal der Oszillationen zeitlich vor dem Maximum der Hüllkurve nach dem Punkt

gesucht, an dem die Schwingungen nur noch einen bestimmten geringeren prozentualen Anteil (systolischer Prozentparameter) erreichen; in der Abbildung wurden hier 55 % gewählt. Wie bei der Bestimmung des mittleren arteriellen Drucks auch, kann auf der Kurve des Manschettendrucks der systolische Blutdruck (SYS) abgelesen werden. Im Beispiel beträgt er 120 mmHg.

4. Die gleiche Vorgehensweise wird zur Bestimmung des diastolischen Drucks durchgeführt. Nur wird hier zeitlich nach dem Auftreten des MAP ein geringerer prozentualer Anteil (diastolischer Prozentparameter) gesucht. Abschließend kann nun auch der diastolische Druck (DIA) abgelesen werden. Der Prozentparameter beträgt im Beispiel 80 %, was einem diastolischen Blutdruck von 80 mmHg entspricht.

Parametrierung des Algorithmus

Die Größe der systolischen und diastolischen Prozentparameter wird in der Literatur selten quantifiziert, da diese neben der medizinischen Definition stark von der verwendeten Manschette und dem analogen Schaltungsaufbau abhängig sind. Um dennoch Werte für eine valide Blutdruckbestimmung erhalten zu können, kann der beschriebene Algorithmus auch umgekehrt angewandt werden. Voraussetzung hierfür ist eine genaue und annähernd zeitgleiche Referenzmessung des Blutdrucks parallel zu dem oben beschriebenen Messverfahren. Als hinreichend genau gilt hier die Blutdruckbestimmung nach Riva-Rocci und Korotkoff. Sind der systolische und der diastolische Blutdruck bekannt, können über die Abbildung dieser Punkte im Verlauf des Manschettendrucks auf das oszillierende Signal die entsprechenden Prozentparameter abgelesen werden. Durch das Parametrieren des Algorithmus auf eine bestimmte Person ist somit eine höhere Genauigkeit der Messung zu erwarten, da nun die speziell angepassten Prozentparameter für die Blutdruckbestimmung verwendet werden können.

5.2.2 Analoge Signalverarbeitung

Bevor das vom Drucksensor erzeugte elektrische Signal vom Mikrocontroller digitalisiert werden kann, muss es zunächst analog aufbereitet werden. Zudem ist eine Teilung in zwei Signalpfade notwendig (vgl. auch Abbildung

5.4), die getrennt voneinander behandelt werden, um das im Abschnitt 5.2.1 beschriebene oszillometrische Verfahren anwenden zu können.

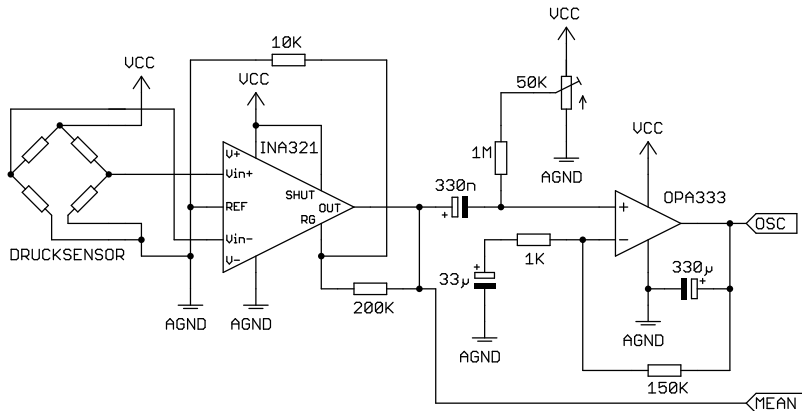


Abbildung 5.6: Schaltung zur Verstärkung und Aufteilung des Signals des piezoresistiven Drucksensors nach [63].

In Abbildung 5.6 wird der Schaltplan der analogen Signalverarbeitung dargestellt. An erster Stelle hinter dem piezoresistiven Drucksensor steht ein Instrumentenverstärker (INA321), um die durch die Messbrücke im Sensor erzeugte Spannungsdifferenz zu vergrößern. Es ist nicht zu erwarten, dass ein Manschettendruck kleiner als etwa 30 mmHg gemessen werden muss, daher liegt der Referenzeingang des Instrumentenverstärkers in diesem Fall auf Masse. Die Verstärkung wird so gewählt, dass aus einem maximalen Manschettendruck von etwa 300 mmHg eine Ausgangsspannung resultiert, die nicht größer als 2,048 V ist. Der Grund hierfür besteht darin, dass der Ausgang des Instrumentenverstärkers direkt mit dem analogen Eingang des Mikrocontrollers verbunden ist, um hier den Signalverlauf des mittleren Manschettendrucks abtasten zu können. Bei einem Widerstand von 200 kΩ zwischen *OUT* und *RG*, sowie 10 kΩ zwischen *RG* und *REF* ergibt sich entsprechend der Formel im Datenblatt ein Verstärkungsfaktor von $G = 5 + 5(R_{OUT \leftrightarrow RG} / R_{RG \leftrightarrow REF}) = 105$. Da der hochfrequente Anteil des Signals an dieser Stelle noch relativ gering ist, ist der im Blockdiagramm (Abbildung 5.4) dargestellte Tiefpass vernachlässigbar; das Signal kann im Mikrocontroller digital gefiltert werden.

Dasselbe Signal wird danach zunächst durch einen Hochpass gefiltert (Kondensator mit 330 nF) und anschließend noch etwa um den Faktor 150 verstärkt. Aufgrund des unipolaren Betriebs des Operationsverstärkers wird auf dessen Eingangssignal noch eine *Offset*-Spannung addiert, deren Wert über ein Potenziometer einstellbar ist.

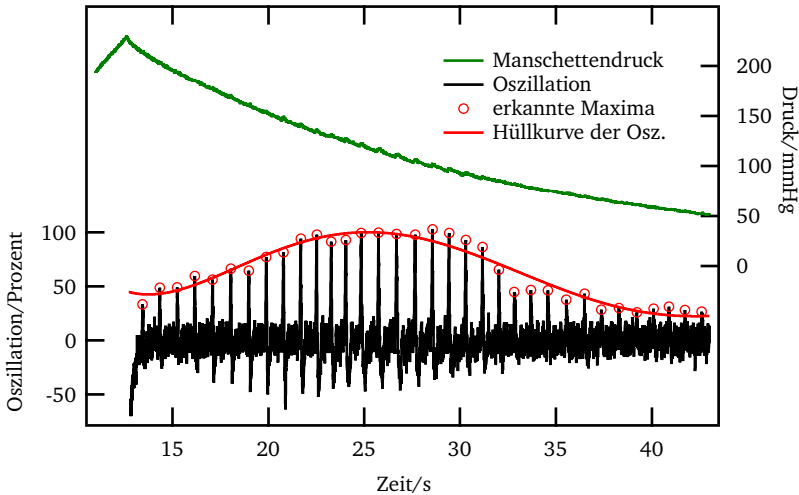


Abbildung 5.7: Der Manschettendruck ist das Ausgangssignal der ersten Verstärkerstufe (grün), welches zeitsynchron über dem Signal hinter dem Hochpass und dem zweiten Verstärker (schwarz) dargestellt wird. Markiert sind die lokalen Maxima der Oszillation und die Einhüllende (rot).

Die Ausgänge der jeweiligen Verstärkerstufen zeigen die Abbildung 5.7 und 5.8. Nach Ende der Aufpumpphase der Manschette (Maximum im Manschettendruck) beginnt die Aufzeichnung der Oszillation (schwarz). Beim Maximum der Oszillationsamplitude ist aufgrund des fehlenden Tiefpasses der oszillierende Anteil deutlich im Signal des Manschettendrucks erkennbar (vergrößerter Ausschnitt). Das Fitten der lokalen Maxima ergibt die in Rot dargestellte Hüllkurve.

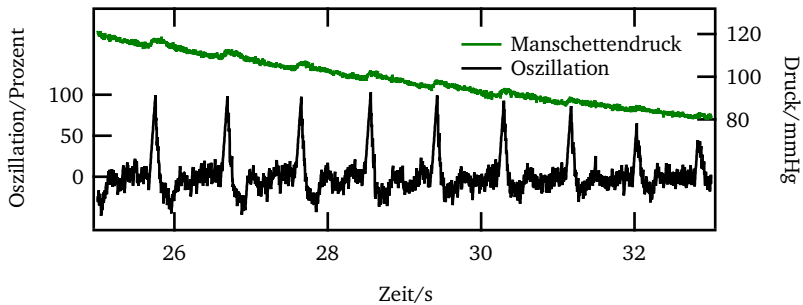


Abbildung 5.8: Vergrößerter Ausschnitt der zeitsynchronen Signale von Manschettendruck und Oszillation.

Messablauf in der *Vital-Sign-Watch*

Zur Durchführung einer Messung steuert der Mikrocontroller den Kompressor und das Magnetventil zum Aufblasen der Manschette. Die Messwerte werden zunächst als Rohmessdaten im externen Flash-Speicher abgelegt und können danach offline verarbeitet werden. Diese Methodik ermöglicht auch komplexere Rechenverfahren für den Algorithmus, da hierbei während der Messung noch keine Daten verworfen werden und praktisch zu jeder Zeit die gesamte Messreihe vorliegt. Bei der Echtzeit-Berechnung hingegen wären immer nur die Werte bis zum aktuellen Zeitpunkt präsent, zudem muss ein Rechenschritt vor Abtastung des nächsten Messwertes abgeschlossen sein. In der Praxis wird eine Abtastfrequenz von 200 Hz für das oszillierende Signal gewählt, um hier gerade den höherfrequenten Anstieg und Abfall der lokalen Maxima korrekt auswerten zu können. Für den mittleren Manschettendruck ist nur eine geringere Abtastfrequenz notwendig, da sich der Druck per Definition nur um maximal 3 mmHg/s verändert. Systembedingt tastet die *Vital-Sign-Watch* beide Signale mit jeweils 400 Samples pro Sekunde ab, was beide Forderungen großzügig erfüllt. Eine höhere Pulsfrequenz kann sich auf die Messung prinzipiell positiv auswirken, da bei gleichem Druckabfall in der Manschette eine größere Anzahl von Stützstellen zum Aufspannen der Hüllkurve zur Verfügung stehen. Im Vorteil sind hier Geräte, die nicht mit einem definierten Leck arbeiten, sondern den Druck über das Magnetventil geregelt ablassen können.

5.3 Temperatur

Zur Messung von Temperaturen existiert auf dem Markt eine Vielzahl an integrierten Bauelementen, die aus einem analogen Sensorelement, einer Stufe für die Analog-Digital-Wandlung und aus einer digitalen Schnittstelle bestehen, um mit einem Mikrocontroller direkt eine Temperatur erfassen zu können. Eine bereits ab Werk erfolgte Kalibrierung macht die Nutzung eines solchen Bauelements sehr einfach. Für den im medizinischen Umfeld benötigten Temperaturbereich bzw. die geforderte Auflösung und Genauigkeit sind diese Bausteine jedoch meist unzureichend. Für Messwerte mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1^\circ\text{C}$ und mindestens derselben Auflösung ist der Aufbau einer darauf spezialisierten Messkette nötig. Die *Vital-Sign-Watch* verwendet am Anfang der Messkette einen Platin-Messwiderstand *Pt100*, da dieser eine gute Langzeitstabilität mit geringen Grenzabweichungen besitzt und nach einmaliger Systemkalibrierung prinzipiell ohne weitere Anpassung ausgetauscht werden kann. Der *Pt100* gehört zur Gruppe der Kaltleiter und verringert entsprechend seinen ohmschen Widerstand in Richtung niedriger Temperaturen. Im Messbereich der *Vital-Sign-Watch* ($0\text{--}50^\circ\text{C}$) ändert sich der Widerstand des *Pt100* etwa um $390\text{ m}\Omega\text{K}^{-1}$. Dies kann durch Messen des von einem definierten Strom durch den *Pt100* erzeugten Spannungsabfalls bestimmt werden kann. Um eine Eigenwärmung des Messwiderstands durch den Messstrom auszuschließen, ist dieser im Bereich $<1\text{ mA}$ zu betreiben.

5.3.1 Dreileitermessung

Die kleinen, am *Pt100* auftretenden Widerstandsänderungen müssen zuverlässig von der Messschaltung abgebildet werden können. Als Kompromiss zwischen Zweileitermessung (Stromquelle mit Messung des Spannungsabfalls über der Summe aus Mess- und Leitungswiderständen) und Vierleitermessung (je ein Leitungspaar für Stromeinprägung und annähernd stromfreie Spannungsmessung) verwendet die *Vital-Sign-Watch* eine spezielle Form der Dreileitermessung. Beim Anschluss des Widerstandsthermometers auf diese Art kann trotz der geringeren Anzahl an Leitungen der Leitungswiderstand kompensiert werden, ohne dass der Wert desselben bekannt sein muss. Im Gegensatz zur Vierleitermessung werden zwei Stromquellen benötigt.

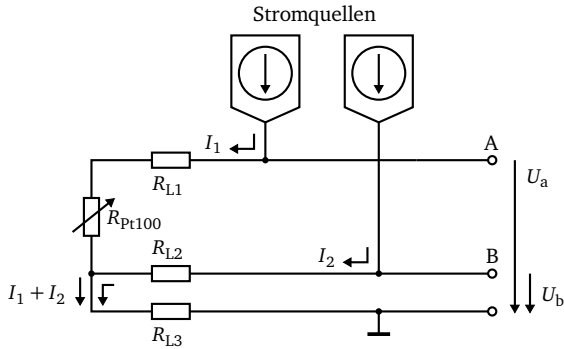


Abbildung 5.9: Anschluss des Platin-Messwiderstands (R_{Pt100} , links) für die Dreileitermessung mit Darstellung der Leitungswiderstände R_L .

Abbildung 5.9 zeigt das Widerstandsthermometer und die schematisch dargestellten Leitungswiderstände, die hier aufgrund gleicher Leitungslängen alle denselben Wert besitzen. Ebenfalls erzeugen die Stromquellen I1 und I2 einen identischen Ausgangsstrom. Auf der Seite der Auswertelektronik wird die resultierende Spannung an den Messpunkten A und B ermittelt. Analytisch ergeben sich die folgenden Werte:

$$\begin{aligned} U_a &= R_L \cdot 2 \cdot I + R_L \cdot I + R_{Pt100} \cdot I \\ U_b &= R_L \cdot 2 \cdot I + R_L \cdot I \end{aligned}$$

Durch Bildung der Differenz beider Messwerte wird die Abhängigkeit zu den Leitungswiderständen entfernt:

$$U_{diff} = U_a - U_b = R_{Pt100} \cdot I$$

5.3.2 Integrierte Messelektronik mit **ADS1248**

Der Baustein *ADS1248* von *Texas Instruments* ist unter anderem speziell für den Einsatz eines *Pt100*-Widerstandsthermometers und die Dreileitermessung

konzipiert [64]. Durch die internen, aufeinander abgestimmten Stromquellen und die Möglichkeit, deren Ausgänge über einen Multiplexer an verschiedene Eingangskanäle zu schalten, können bis zu vier Sensorelemente an dem Baustein betrieben werden. Ein 24-bit Analog-Digital-Umsetzer erfüllt die Anforderungen an die Auflösung des Messsignals.

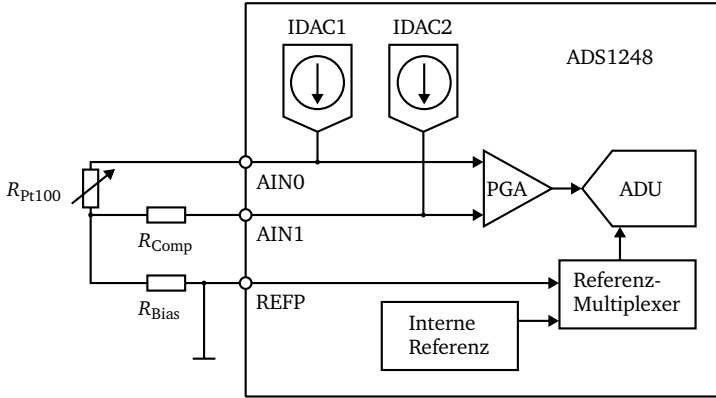


Abbildung 5.10: Schematische Darstellung des ADS1248 mit einer Drei-Draht-Verbindung zum Pt100.

In Abbildung 5.10 wird der Anschluss eines Widerstandsthermometers (R_{Pt100}) verdeutlicht. Die Darstellung des ADS1248 ist stark vereinfacht und zeigt nur die relevanten Elemente zur Umsetzung der differentiellen Spannung an einem Klemmenpaar aus AIN0 und AIN1. Zusätzliche zur beschriebenen Dreileitermessung wird in der Schaltung ein Kompensationswiderstand R_{Comp} verbaut. Dieser wird so gewählt, dass er dem Wert des Pt100 in der Mitte des zu messenden Temperaturbereichs entspricht, um dort eine Spannungsdifferenz von 0 V zu erreichen. Grund dafür ist eine Vorkonditionierung des Signals auf den Dynamikumfang der nachfolgenden Verstärkerstufe. Ebenfalls wird aus diesem Grund ein weiterer Widerstand R_{Bias} eingefügt, der eine identische Spannungsanhebung (*Common-Mode-Voltage*) an den Eingängen bewirkt. Es besteht die Möglichkeit, die am Bias-Widerstand abfallende Spannung als Referenz für die AD-Umsetzung zu verwenden, was sich jedoch in der Praxis als störanfällig zeigte und somit verworfen wurde. Alternativ wird eine interne

Spannungsreferenz verwendet, die auch für den Betrieb der Stromquellen verantwortlich ist.

Das kleine Eingangssignal wird innerhalb des *ADS1248* mit einem integrierten Instrumentenverstärker um einen einstellbaren Faktor vergrößert und anschließend digitalisiert. Die Geschwindigkeit der Digitalisierung kann vom Benutzer gewählt werden, wobei sich die Wahl einer langsamen Ausgabedatenrate aufgrund der Eigenschaften des $\Delta\Sigma$ -ADU positiv auf die Signalqualität auswirkt. Da hier prinzipiell über einen längeren Zeitraum gemittelt wird, werden beispielsweise Störungen durch das Stromnetz unterdrückt. Bei der verwendeten Ausgabedatenrate von 20 Abtastwerten pro Sekunde (*Samples per Second*) wird ein Störsignal mit der Frequenz von (50 ± 1) Hz entsprechend dem Datenblatt um 66 dB gedämpft.

Der für die *Vital-Sign-Watch* gewünschte Temperaturbereich liegt zwischen 0°C und 50°C . Normalerweise würde hier der Kompensationswiderstand so gewählt, dass er dem Widerstand des *Pt100* bei 25°C entspricht ($R_{\text{Pt100},25^\circ\text{C}} = 110\ \Omega$). Da bei der Kalibrierung zunächst Fehler in genau diesem Bereich auftraten, wurde die Ursache im Bereich des Vorzeichenwechsels der Spannungsdifferenz vermutet und daher der Temperaturbereich nach unten verschoben und in der Auflösung reduziert. Der neue Kompensationswiderstand hat einen Wert von $100\ \Omega$ und entspricht somit dem Widerstand des *Pt100* bei 0°C . Mit einem Verstärkungsfaktor von 64 der differentiellen Eingangsstufe (PGA) und der internen Referenzspannung $V_{\text{Ref}} = 2,048\ \text{V}$ ergeben sich somit folgende Parameter:

$$\text{Eingangsspannungsbereich: } V_{\text{In/Range}} = \pm \frac{V_{\text{Ref}}}{\text{PGA}} = \frac{\pm 2,048\ \text{V}}{64} = \pm 32\ \text{mV}$$

$$\text{kleinstes Inkrement: } U_{\text{Inkr}} = \frac{V_{\text{Ref}}}{\text{PGA}} \cdot \frac{1}{2^{23} - 1} = 3,815\ \text{nV}$$

Bei Verwendung der beiden Stromquellen mit je $1\ \text{mA}$ lässt sich rechnerisch der maximale bzw. minimale Widerstand für den *Pt100* bestimmen, bei dem die Forderung des Eingangsspannungsbereichs eingehalten wird:

$$R_{\text{Pt100,max}} = 132\ \Omega \quad R_{\text{Pt100,min}} = 68\ \Omega$$

Die Widerstandswerte erreicht der *Pt100* bei einer Temperatur von $82,90^\circ\text{C}$ ($132\ \Omega$) bzw. $-80,83^\circ\text{C}$ ($68\ \Omega$). Bei der Auflösung des Temperaturbereichs mit

24 Bit beträgt die theoretisch kleinste Schrittweite etwa $10\text{ }\mu\text{K}$. Die effektiv nutzbaren Bits bei einer Spannungsversorgung von $3,000\text{ V}$ für den analogen Teil (PGA, A-D-Umsetzer, Stromquellen, etc.) betragen aufgrund des vorhandenen Rauschens noch etwa 18 Bit, von denen die *Vital-Sign-Watch* die höherwertigen 16 Bit verwendet. Somit hat die digitalisierte Temperatur des Widerstandsthermometers eine Auflösung von $2,5\text{ mK}$ und bietet somit eine großzügige Reserve für das geforderte Maximum von $0,1\text{ K}$.

5.3.3 Steuerung des *ADS1248* mit dem Mikrocontroller

Der *ADS1248* ist über einen SPI-Bus mit dem Mikrocontroller verbunden, über den die Datenübertragung stattfindet. Besondere Steuersignale wie ein *Data-Ready*-Interrupt, Start und Reset erfolgen über gesonderte Leitungen. Für eine Messung wird zunächst der Multiplexer auf die entsprechenden Eingänge eingestellt und die internen Stromquellen werden programmiert. Wichtig ist es, darauf zu achten, nach einer erfolgten Messung den Messstrom zeitnah wieder zu deaktivieren, um eine Eigenerwärmung des *Pt100* auszuschließen. Die *Vital-Sign-Watch* schaltet daher nach der Abfrage der verfügbaren Sensoren den Reset-Eingang des *ADS1248* auf Masse, um den Baustein in den Ausgangszustand zurück zu versetzen.

5.4 Bewegung

Zur Bestimmung der Bewegungen wird ein auf der Hauptplatine der *Vital-Sign-Watch* angebrachter dreiachsiger Beschleunigungssensor verwendet. Bei diesem handelt es sich um ein mikroelektromechanisches System (MEMS), bei dem Kondensatorplatten federnd gelagert sind und durch den Einfluss einer Beschleunigung eine kapazitive Änderung hervorrufen. Diese wird über eine Verstärkerschaltung zur Verarbeitung mit dem Mikrocontroller nutzbar gemacht. Die Schwingungsrichtung der Kondensatorplatten entspricht der Richtung, in die die Beschleunigungswirkung gemessen werden kann.

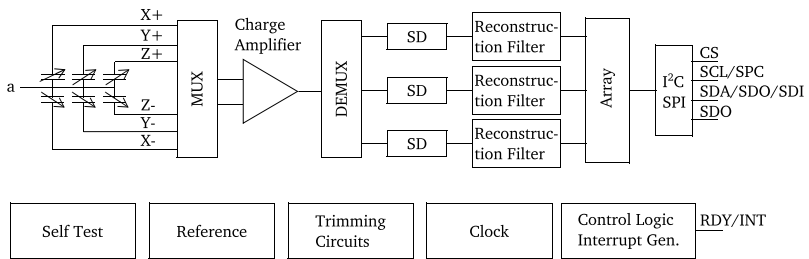


Abbildung 5.11: Blockschaltbild des verwendeten Beschleunigungssensors *LIS3LV02DL* [65].

Abbildung 5.11 zeigt das Blockschaltbild des Sensors *LIS3LV02DL* von *STMicroelectronics*. Integriert sind der elektromechanische Teil mit den beschleunigungsabhängigen Kapazitäten, ein Ladungsverstärker und der Analog-Digital-Umsetzer. Das Bauteil verfügt über eine eigene Taktgebung, eigene Referenzspannungen und die Möglichkeit der Selbstkalibrierung. Der Messbereich liegt wahlweise bei $\pm 2\text{ g}$ oder $\pm 6\text{ g}$ (1 g entspricht dabei der mittleren Erdbeschleunigung von $9,81\text{ ms}^{-2}$) und kann damit die bei der Vitalparametersensorik zu erwartenden Beschleunigungswerte vollständig abbilden. Dabei erzeugt der ADU ein 16 Bit breites Datenwort für jeden Kanal bei einer Abtastung, dessen maximale Bandbreite bei 640 Hz liegt.

Über einen *Interrupt Generator* kann ein Signal erzeugt werden, welches die vollständige Abtastung der Kanäle meldet. Dabei kann vom Benutzer gewählt werden, welche Kanäle verwendet werden sollen. Weiter ist es möglich, eine Abweichung von zuvor eingestellten Schwellenwerten signalisiert zu bekommen. Möglich ist damit die Detektion von Artefakten erzeugenden Bewegungen, ohne die Daten des Sensors kontinuierlich auswerten zu müssen; der Mikrocontroller wird entlastet und kann primär die Daten des eigentlichen Sensors verarbeiten.

5.4.1 Schnittstelle

Der Sensor kann sowohl über *SPI* als auch *I²C* angesprochen werden. Aufgrund der Schnelligkeit (Duplex-Übertragung) und des geringen Protokoll-Overheads (Chip wird über Hardwareleitung selektiert) wurde bei der *Vital-Sign-Watch* der

SPI-Bus gewählt. Über die zusätzlichen *Interrupt*-Leitungen erfolgt die Signalisierung der fertigen Umsetzung an den Mikrocontroller. Trotz der gewählten Abtastfrequenz von 640 Hz werden die Daten nur mit 400 Hz weiterverarbeitet und abgelegt, um die einheitliche Zeitbasis zusammen mit den anderen Sensoren einhalten zu können. Dass hierbei die Zeitstempel der Aufzeichnung leicht von den wahren Werten abweichen, kann praktisch vernachlässigt werden. Um Störungen über die Versorgungsspannung auszuschließen, wird diese zusätzlich über einen Ferrit gefiltert und mit weiteren Kapazitäten stabilisiert.

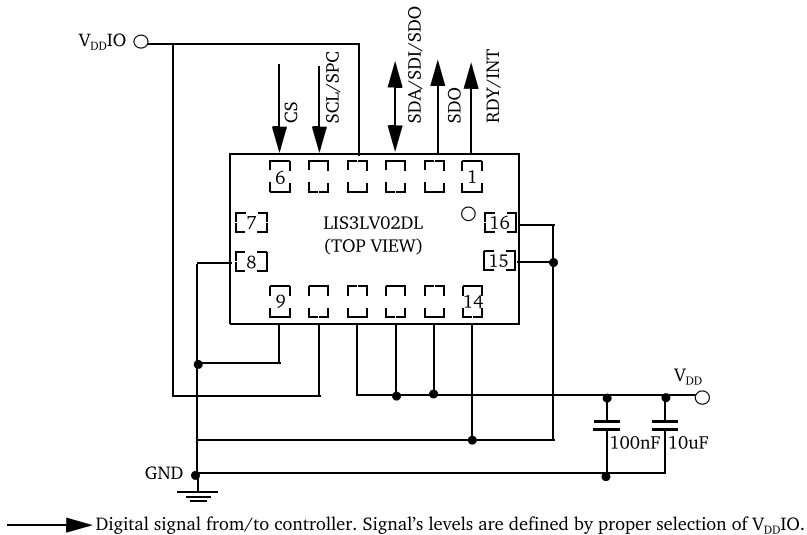


Abbildung 5.12: Elektrische Verbindung des *LIS3LV02DL* zum Mikrocontroller [65].

Die Ansteuerung über das *SPI* darf mit einer maximalen Frequenz von 8 MHz erfolgen, was der minimalen Übertragungsdauer von $1\ \mu\text{s}$ für ein einzelnes Byte entspricht. Das Zeitverhalten bei der Datenübertragung ist in Abbildung 5.13 dargestellt. Der Datenaustausch beginnt nach Abtastung der Beschleunigungskanäle und der anschließenden Signalisierung des Mikrocontrollers mit dem *Data Ready*-Signal. Im ersten übertragenen Byte (R in der Zeichnung) wird

festgelegt, welcher Zugriff (Schreiben/Lesen) auf welches Register erfolgen soll.

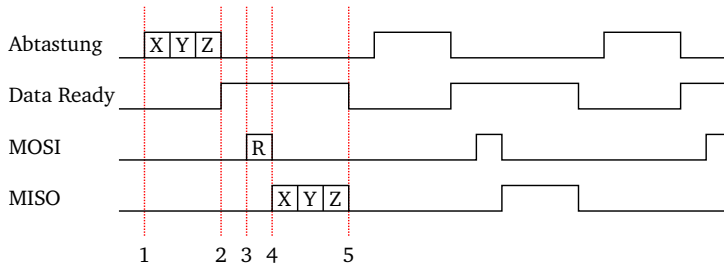


Abbildung 5.13: Zeitlicher Verlauf der Übertragung von Beschleunigungsdaten zum Mikrocontroller. 1: Beginn der Abtastung der Kanäle (x, y, z). 2: Aktivierung des *Data Ready* Signals (Interrupt). 3: Anforderung vom Mikrocontroller zum Sensor für Datenübertragung. 4: Kanaldaten (x, y, z) werden zum Controller übertragen. 5: Nach vollständiger Übertragung wird *Data Ready* wieder gelöscht.

In diesem Fall wird ein lesender Zugriff auf das niederwertige Byte des x-Registers gefordert. Danach bewirkt das weiter alternierende Signal der *SPI*-Taktleitung eine Datenausgabe des Registers zum Mikrocontroller, wobei eine Logik dafür sorgt, dass die Registeradresse nach jedem übertragenden Bytes automatisch inkrementiert wird. Im Adressraum des Sensors folgen nach dem gewählten Register das höherwertige Byte des x-Registers und anschließend jeweils nieder- und höherwertiges Byte der y- und z-Register. Zum vollständigen Lesen der Beschleunigungswerte muss demnach keine weitere Leseanforderung gesendet werden; die Übertragung ist insgesamt 7 Bytes lang und dauert unter Vernachlässigung der Chipauswahlleitung etwa $7 \mu\text{s}$.

5.4.2 Validierung

Um die korrekte Funktion des Sensors zu überprüfen, wurde die Datenaufzeichnung der *Vital-Sign-Watch* gestartet und die mit dem Sensor bestückte Platine in definierte Richtungen bewegt. Hierbei wird der Effekt ausgenutzt,

dass die Erdbeschleunigung mit 1 g auf den Sensor wirkt und diese in den Messwerten in den entsprechenden Kanälen sichtbar ist. Die Orientierung des Sensors ist dabei wie in der folgenden Grafik dargestellt (Abbildung 5.14).

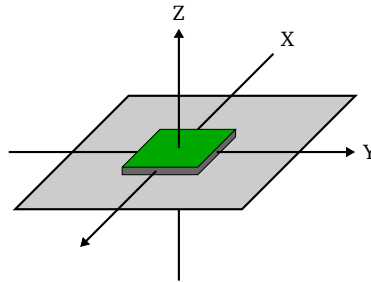


Abbildung 5.14: Richtungsvektoren, deren Beschleunigungen vom LIS3LV02DL gemessen werden.

In der dargestellten Ausgangslage verlaufen die x-Achse von hinten nach vorne, die y-Achse von links nach rechts und die z-Achse von unten nach oben. Bei dieser Ausrichtung wirkt die Erdbeschleunigung vollständig und ausschließlich mit 1 g auf die z-Achse. Sowohl bei der x- als auch der y-Achse ist praktisch keine Beschleunigung messbar. Wird der Sensor nun 90° im Uhrzeigersinn (von rechts aus gesehen) um die y-Achse gedreht, wirkt die Gravitation vollständig auf die x-Achse, während die z-Achse nun orthogonal zur Erdbeschleunigung liegt. Nach insgesamt 180° liegt der Sensor auf dem Kopf, demnach wirkt die Gravitation nun mit umgekehrtem Vorzeichen auf der z-Achse im Vergleich zur Ausgangslage. Die Position nach einer 270° Drehung entspricht der Lage von 90° mit umgekehrten Vorzeichen der x-Achse.

Abbildung 5.15 stellt den beschriebenen Verlauf der Drehung um die y-Achse grafisch über der Zeit dar, dabei sind die entsprechenden Drehungswinkel gekennzeichnet. Bei der Drehung um die x-Achse (Abb. 5.16, Uhrzeigersinn aus Sicht von vorne) ist das Verhalten der Erdbeschleunigung auf die z-Achse gleich, die Richtung des y-Vektors ist gegenüber der des x-Vektors gespiegelt. Da bei der idealen Drehbewegung keine Querbeschleunigung auf den Sensor wirkt, entspricht der Betrag zu jedem Zeitpunkt dem der Erdbeschleunigung. Bei beiden Abbildungen wird der gleitende Mittelwert eines Zeitfensters von 1 s gezeigt, um eine möglichst störungsfreie Darstellung zu erhalten.

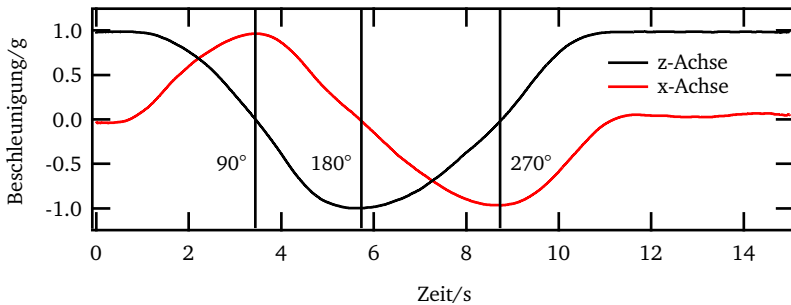


Abbildung 5.15: Gemessene Beschleunigung bei Drehung des Sensors um die y-Achse.

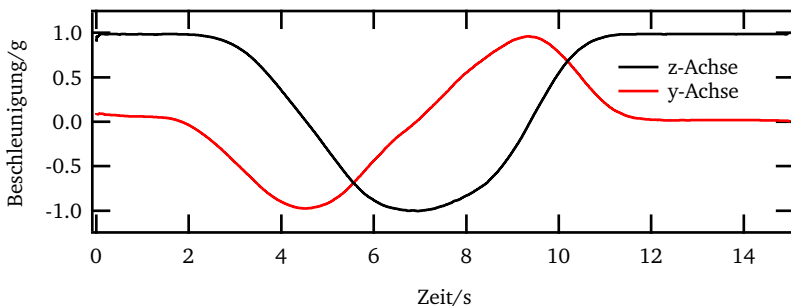


Abbildung 5.16: Gemessene Beschleunigung bei Drehung des Sensors um die x-Achse.

Für keine oder nur geringe Bewegungen gilt, dass der gemessene Richtungsvektor stets in Richtung der Gravitation zeigt und somit eine Lagebestimmung des Sensors ermöglicht. Bei der bekannten Trageposition (am Handgelenk) ist es somit beispielsweise möglich, eine Blutdruckmessung auf die richtige Haltung des Armes hin zu überwachen, um eine Fehlanwendung zu detektieren. Ebenso möglich ist die Erkennung, ob der Benutzer steht oder liegt, da hier im Normalfall der Unterarm entweder senkrecht oder waagrecht gehalten wird.

5.5 Blutsauerstoffsättigung

Die Sensorik für die Blutsauerstoffsättigung ist weniger trivial als beispielsweise die Ableitung eines EKG. Zur Erläuterung wird daher zunächst theoretisch beschrieben, wie durch die Technik der Photometrie letztendlich ein Sättigungswert für den Sauerstoffanteil des Blutes bestimmt werden kann.

5.5.1 Theoretische Bestimmung der Sauerstoffsättigung

Die arterielle Sauerstoffsättigung ist eine Angabe in Prozent. Mit diesem Wert ist der Anteil des in den Arterien befindlichen Hämoglobins gemeint, welches Sauerstoff transportiert (O_2Hb = oxygeniertes Hämoglobin) im Verhältnis zu desoxygeniertem Hämoglobin (Hb). Bei einem Wert von 100 % ist theoretisch eine vollständige Sättigung erreicht.

$$S_aO_2 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + Hb} \cdot 100\%$$

Die photometrische Bestimmung sowohl des oxygenierten als auch des desoxygenierten Hämoglobins basiert auf dem Lambert-Beerschen Gesetz, welches die Auslöschung einer gegebenen Strahlung durch ein Medium mit absorbierender Substanz beschreibt.

$$E_\lambda = \lg\left(\frac{I_0}{I_1}\right) = \epsilon_\lambda \cdot c \cdot d$$

mit

I_1 Intensität des transmittierten Lichts,

I_0 Intensität des einfallenden Lichts,

c Stoffmengenkonzentration der absorbierenden Substanz,

ϵ_λ Extinktionskoeffizient bei der Wellenlänge λ und

d Schichtdicke des durchstrahlten Körpers.

Ausgenutzt wird die Tatsache, dass beide Arten des Hämoglobins bei bestimmten Wellenlängen einen unterschiedlichen Extinktionskoeffizienten besitzen.

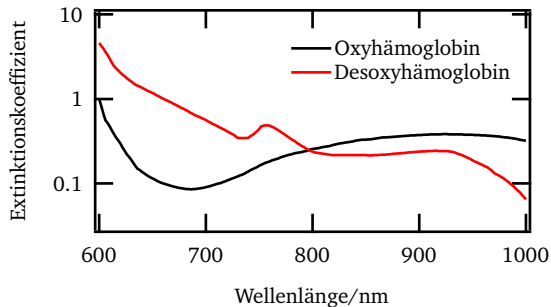


Abbildung 5.17: Extinktionskoeffizient des Hämoglobins (oxygeniert/desoxygeniert) im Wellenlängenbereich 600–1000 nm nach [66, 67].

Auffallend in Abbildung 5.17 ist der Bereich bei 660 nm (rot), bei dem die Extinktion des desoxygenierten Hämoglobins etwa zehnmal größer ist. Im Gegensatz dazu ist die Auslöschung des oxygenierten Hämoglobins bei 940 nm (infrarot) größer. Wird das arterielle Blut mit beiden Wellenlängen untersucht, kann somit die obige Gleichung mit zwei Unbekannten aufgelöst und die arterielle Sauerstoffsättigung bestimmt werden.

Zwar ist somit eine Sauerstoffbestimmung einer entnommenen Blutprobe unter Laborbedingungen möglich, eine nicht-invasive in-vivo Messung bereitet jedoch weitere Probleme, da hier ein erheblicher Anteil der Lichtabsorption dem umliegenden Gewebe (Ohr läppchen, Zeigefinger) zuzuschreiben ist. Aufgrund von unterschiedlichen Gewebebeschaffenheiten bei verschiedenen Menschen und auch der Änderung durch Bewegung etc. macht eine einmalige Kalibrierung des Systems keinen Sinn. Eine Lösung wurde 1980 von Yoshiya et al. [68] vorgestellt, bei der der Pulsschlag bei in-vivo Messungen für eine Kalibrierung des Systems verwendet wird, was den Begriff *Pulsoximetrie* geprägt hat.

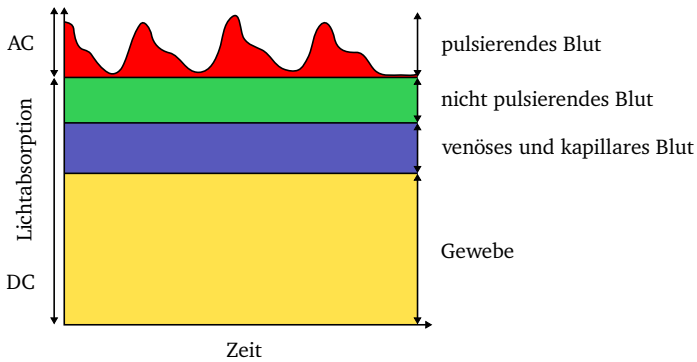


Abbildung 5.18: Anteile der Lichtabsorption in lebendem Gewebe nach [69].

Dabei wird zwischen der gleichbleibenden Absorption, die primär durch umliegendes Gewebe verursacht wird, und dem eigentlichen, sich ändernden Anteil durch das pulsierende arterielle Blut unterschieden. Durch Hoch- bzw. Tiefpassfilterung des aufgenommenen Messsignals kann dieses in den entsprechenden Gleich- (DC) und Wechselanteil (AC) getrennt werden (Abbildung 5.18). Um nun das korrekte Verhältnis zwischen den Wechselanteilen bei den unterschiedlichen Wellenlängen bestimmen zu können, werden beide Signale (660 nm und 940 nm) von ihrem Gleichanteil befreit.

$$R = \frac{AC_{660}/DC_{660}}{AC_{940}/DC_{940}}$$

Durch diese vergleichsweise einfache Rechnung muss die durch das Gewebe verursachte Absorption nicht mehr berücksichtigt werden. Die Sauerstoffsättigung wird aus dem ermittelten Verhältnis über eine Kalibrierkurve (Abbildung 5.19) bestimmt, die theoretisch konstruiert werden kann; eine genauere Auswertung ist jedoch nur durch Bestimmung gemessener Kalibrierpunkte möglich.

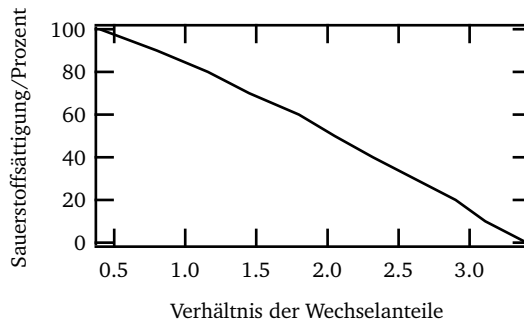
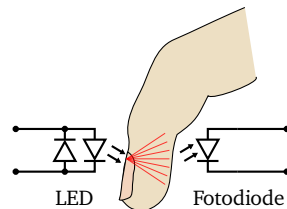


Abbildung 5.19: Kalibrierkurve eines Pulsoximeters zur Berechnung der Sauerstoffsättigung aus dem Verhältnis des absorbierten Lichts bei zwei Wellenlängen nach [70].

Die Aufnahme eines Photoplethysmogramms erfordert bei der *Vital-Sign-Watch* den Einsatz von optischen Komponenten. An erster Stelle in der Messkette steht hierbei ein aus der Medizintechnik bekannter Fingerclip (Abbildung 5.20a) der auf der einen Seite zwei antiparallel verschaltete Leuchtdioden (rot und infrarot) enthält. In die gegenüberliegende Seite ist eine Fotodiode integriert, die im Betrieb das von den Leuchtdioden emittierte und durch das Gewebe des Fingers teilweise absorbierte Licht wieder aufnimmt und in eine elektrische Spannung umsetzt (b).



(a) Fotografie eines Fingerclips am Zeigefinger.



(b) Schematische Darstellung der Fingerclipselektronik.

Abbildung 5.20: Fingerclip für die Photoplethysmografie.

5.5.2 Analoge Signalverarbeitung

Wie bei der Sensorik für die Blutdruckmessung ist auch das elektrische Ausgangssignal des eigentlichen Sensors zu gering, um es direkt mit dem Mikrocontroller digitalisieren zu können. Bevor dies geschehen kann, muss daher das Signal zunächst über eine Verstärkerschaltung aufbereitet werden, wobei hier zunächst auf die Punkte eingegangen wird, die die Aufnahme des Signals mit einer Wellenlänge ermöglichen. Im Anschluss daran wird zusätzlich der zeitmultiplexe Betrieb der Fotodiode für zwei Wellenlängen unterschiedlicher Intensität beschrieben.

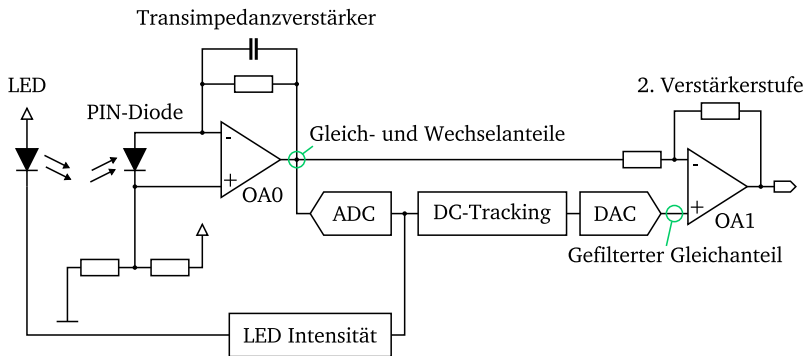


Abbildung 5.21: Analoge Verstärkerschaltung zur Aufbereitung des Signals der Fotodiode nach [71].

Abbildung 5.21 zeigt den Schaltungsaufbau des analogen Verstärkers. Die links dargestellte PIN-Diode stellt den Anfang der Messkette dar. Der von dem eingestrahlenen Licht abhängige Ausgangsstrom der Fotodiode wird zunächst über einen Transimpedanzverstärker (OA0) in eine proportionale Ausgangsspannung umgewandelt, wobei durch den Widerstand in der Gegenkopplung die Transimpedanz eingestellt werden kann. Bei der *Vital-Sign-Watch* beträgt diese $Z = -R = 500 \text{ V A}^{-1}$. Mit der zusätzlichen Kapazität in der Gegenkopplung bildet die erste Verstärkerstufe darüber hinaus einen Tiefpass, um hochfrequente Störsignale bereits frühzeitig filtern zu können. Eine weitere Verstärkerstufe (invertierender Operationsverstärker OA1) vergrößert das Signal bei der *Vital-Sign-Watch* um den Faktor $v = -30$, wodurch am Ende der Kette eine Amplitude

erreicht wird, die mit dem Analog-Digital-Umsetzer des Mikrocontrollers sinnvoll abgetastet werden kann.

Digitales Tiefpassfilter

Die Intensität des empfangenen Lichts hängt von verschiedenen Einflussgrößen ab. Entscheidend für einen großen Anteil der mittleren Intensität sind die Stärke des Gewebes, das Umgebungslicht und die Helligkeit der Leuchtdiode. Das eigentliche Signal der Volumenänderung hingegen ist sehr klein. Um dennoch eine große Verstärkung zu ermöglichen, wird vom Ausgangssignal des Transimpedanzverstärkers über einen Tiefpass der Gleichspannungsanteil ermittelt und dient nun als Referenz für den nachfolgenden Verstärker. Somit findet in der zweiten Stufe eine Differenzverstärkung statt, die am Ausgang nur das höherfrequente Signal der durch den Puls bedingten Volumenänderung im Finger repräsentiert.

Die Tiefpassfilterung zur Bestimmung des Gleichanteils nach der ersten Verstärkerstufe (OA0) wird im Mikrocontroller durchgeführt, wobei das Signal durch den im Schaltbild gezeigten ADC digitalisiert wird. Danach folgt ein digitales IIR-Filter (*DC Tracking*), dessen Ergebnis über den DAC zurück zur zweiten Verstärkerstufe geleitet wird (vgl. Abbildung 5.21). Gleichzeitig führt die Überwachung des Gleichspannungsanteils nach dem ersten Verstärker zu einer Nachführung der Intensität der den Finger beleuchtenden LED, um somit auch den optimalen Spannungsbereich für die Verstärkung zu erreichen und die Schaltung für den zeitmultiplexen Betrieb mit zwei Wellenlängen vorzubereiten.

5.5.3 Zeitmultiplexer Betrieb der Fotodiode

Bei der Verwendung von nur einer Wellenlänge wäre es möglich, das Tiefpassfilter analog aufzubauen. Hierbei würde die LED kontinuierlich betrieben und am Ausgang des Filters stünde nach kurzer Einschwingzeit der Gleichspannungsanteil zu Verfügung. Sollen nun jedoch zwei unterschiedliche Wellenlängen aufgenommen werden, besteht das Problem, dass die jeweils von der Fotodiode aufgenommenen Intensitäten unterschiedlich sein können bzw. durch Ein-/Aus- oder Umschaltvorgänge ein stabiles Einschwingen des Filters nicht möglich ist. Der Gleichspannungsanteil schwankt zu stark für den Einsatz eines analogen Tiefpasses. Die Lösung bildet das bereits beschriebene digitale Filter, welches

praktisch aus zwei getrennten Filterblöcken besteht (für jede Wellenlänge ein eigenes Tiefpassfilter). Synchron zur Umschaltung der Lichtquelle wird zwischen beiden Filtern gewechselt und somit das Signal des Transimpedanzverstärkers auf den entsprechenden Filtereingang gegeben. Analog erfolgt die Umschaltung des Filterausgangs auf den *DAC*. Da die Umschaltung der Lichtquellen etwa im Bereich um 500 Hz liegt, muss der gesamte analoge Schaltungsaufbau so konstruiert werden, dass Frequenzen in diesem Bereich nahezu unverändert übertragen werden können. Dazu gehört sowohl das Design der Tiefpasscharakteristik der Verstärkerstufen als auch die durch den Verstärker selbst bedingte maximale Anstiegszeit des Signals am Ausgang.

Kapitel 6

Messergebnisse, Diskussion und Ausblick

Dieses Kapitel beschreibt die mit der *Vital-Sign-Watch* durchgeführten Messungen und diskutiert diese. Darüber hinaus wird auf mögliche Probleme und weiterführende Ideen eingegangen, und zwar speziell solche, die im Rahmen der Arbeit nicht mehr behandelt werden konnten, in der Theorie jedoch erfolgversprechend sind. Zu Beginn werden zunächst noch einmal die einzelnen Sensoren beschrieben, später folgt eine Auswahl an Möglichkeiten zur Sensordatenfusion, die durch die gemeinsame Zeitbasis der *Vital-Sign-Watch* möglich gemacht wird.

6.1 EKG Messergebnisse

Der in Abschnitt 5.1 beschriebene Sensor zur Aufzeichnung des Elektrokardiogramms wird an dieser Stelle validiert. Die einfachste Analyse stellt dabei die Bestimmung der Pulsfrequenz aus einer gegebenen Ableitungssequenz dar. Es wird eine 10 s lange Datenaufzeichnung verwendet und mit Hilfe des in Abschnitt 5.1.3 beschriebenen *AMPD* Algorithmus werden die Auftrittszeitpunkte der R-Zacken bestimmt. Die Datenreihe wurde vor der Analyse mit einer 50 Hz Bandsperre von vorhandenen Netzstörungen befreit.

Die EKG-Sequenz wird in Abbildung 6.1 gezeigt. Zu dem eigentlichen EKG (schwarz) ist bei den auftretenden R-Zacken jeweils die zeitliche Differenz zur vorherigen (rot) dargestellt. Der Mittelwert aller RR-Intervalle wird mit

$$\bar{t} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=0}^n t_{i,RR} = 0,669 \text{ s}$$

berechnet. Durch Kehrwertbildung erhält man eine Frequenz von $f_{puls} = 1,4951 \text{ Hz}$ welche durch Multiplikation mit dem Faktor 60 in die übliche Darstellung *Schläge pro Minute* umgerechnet wird: $f_{puls}[\text{min}^{-1}] = f_{puls}[\text{Hz}] \cdot 60 = 89,7067 \text{ min}^{-1}$.

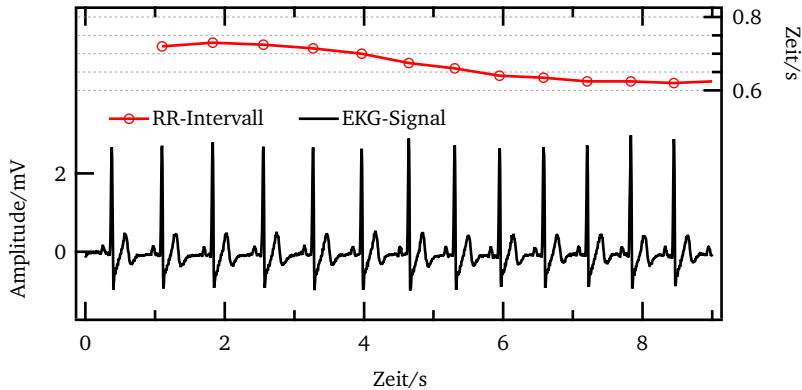


Abbildung 6.1: EKG-Sequenz (schwarz) über einen Zeitraum von 10 Sekunden mit der jeweiligen Zeitdifferenz zur jeweils vorherigen R-Zacke (rot).

6.1.1 Herzratenvariabilität

Nach der Detektion der Auftrittszeitpunkte der R-Zacken innerhalb des EKG kann durch die Differenzbildung zweier aufeinanderfolgender QRS-Komplexe die Herzfrequenz bestimmt werden. Durch die Mittelung und Kehrwertbildung wurde somit im vorherigen Beispiel die mittlere Pulsfrequenz bestimmt. Medizinisch sinnvoll ist darüber hinaus auch eine Untersuchung der Herzratenvariabilität, also einer kurzfristigen Änderung der Schlagfrequenz. Dafür wird das EKG über einen längeren Zeitraum (hier: etwa 3 Minuten) aufgezeichnet und durch die bekannten Maßnahmen auf R-Zacken hin untersucht. Ebenfalls werden die Abstände zur jeweils vorherigen R-Zacke ermittelt, diesmal jedoch direkt in einem Diagramm aufgetragen.

Die korrekte Funktion des Algorithmus zur Erkennung der R-Zacken wird überprüft, indem die erkannten Auftrittszeitpunkte (rot) in das Diagramm

mit dem EKG-Signalverlauf (schwarz) eingetragen werden (Abbildung 6.2). Diese rein optische Kontrolle kann durch eine Plausibilisierung der detektierten Zeitpunkte (beispielsweise durch ein Amplituden- oder Zeitfenster) von der Software übernommen werden.

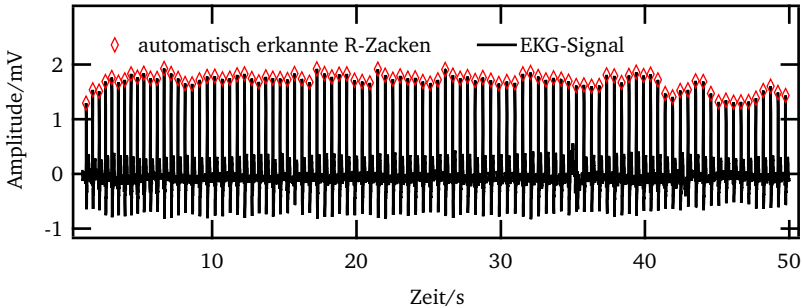


Abbildung 6.2: Ausschnitt einer EKG-Aufzeichnung (schwarz) und Darstellung der erkannten R-Zacken (rot).

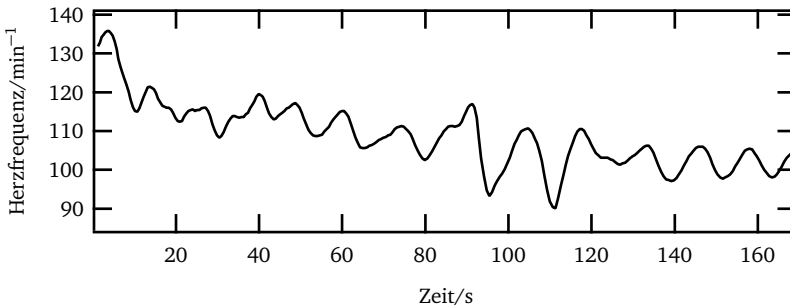


Abbildung 6.3: Herzratenvariabilität nach körperlicher Aktivität über einen Zeitraum von drei Minuten.

Die Herzratenvariabilität wird in Abbildung 6.3 dargestellt. Das EKG wurde unmittelbar nach körperlicher Aktivität aufgezeichnet, eine Reduktion der Herzfrequenz von 130 bis zu 100 Schlägen pro Minute ist erkennbar. Die auf-

fallend periodischen Schwankungen sind auf einen Zusammenhang zwischen EKG und Atemfrequenz zurückzuführen.

Poincaré Plot

Als Beispiel für die diagnostischen Möglichkeiten anhand der Herzratenvariabilität soll an dieser Stelle ebenfalls die Darstellung als *Poincaré Plot* genannt werden, bei der jeweils zwei aufeinander folgende RR-Intervalle gegeneinander aufgetragen werden (Abbildung 6.4). In der Regel werden die Daten eines 24 h-Langzeit-EKG verwendet, jedoch wurde hier lediglich ein kurzer EKG-Ausschnitt von etwa 15 Minuten zur Veranschaulichung gewählt.

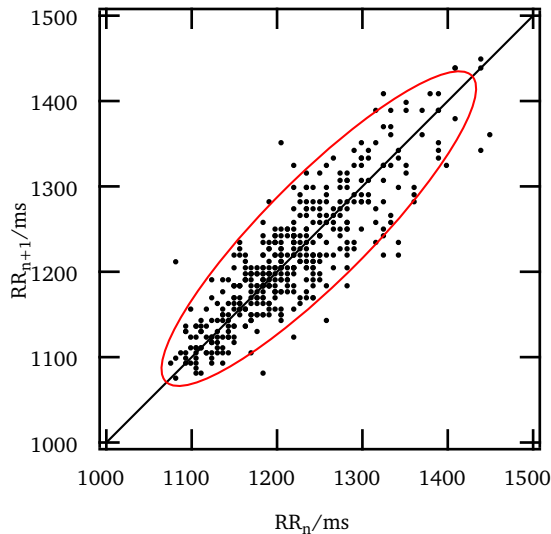


Abbildung 6.4: Darstellung der Herzratenvariabilität in Form eines *Poincaré plots*.

Eine Punkteverteilung entlang der schwarzen diagonalen Achse repräsentiert die zugrunde liegende Herzfrequenz. Der Abstand der Punkte orthogonal zur Diagonalen stellt die Variabilität der Herzrate dar. Beim untrainierten

gesunden Menschen ist die Punktverteilung symmetrisch zur Diagonalen und die Form der Punktwolke gleicht der eines Kometen, welche jedoch in der Beispieldarstellung aufgrund der kurzen Aufzeichnungsdauer nicht eindeutig erkennbar ist (rote Ellipse). Bei Patienten mit fortgeschrittener Herzinsuffizienz entstehen teilweise diffuse Muster [72]. In der Literatur existieren Ansätze einer automatischen Auswertung der Poincaré-Darstellung, die somit bereits frühzeitig auf eine mögliche Herzkrankheit hinweisen kann [73].

6.1.2 Atemfrequenz

Im Abschnitt 2.1.5 wurde einleitend beschrieben, dass durch die Ableitung des EKG eine Bestimmung der Atemfrequenz möglich ist. In Abbildung 6.3 deutet sich diese Möglichkeit bereits an. Um eine solche Messung mit der *Vital-Sign-Watch* zu validieren, wurde die Zwei-Punkt-Ableitung des EKG über einen Zeitraum von knapp drei Minuten an einer Testperson aufgezeichnet. Die Person wurde angewiesen, während der Messung gleichmäßig zu atmen, die jeweiligen Zeitpunkte des Einatmens wurden gesondert markiert und anschließend bei der Auswertung ebenfalls analysiert.

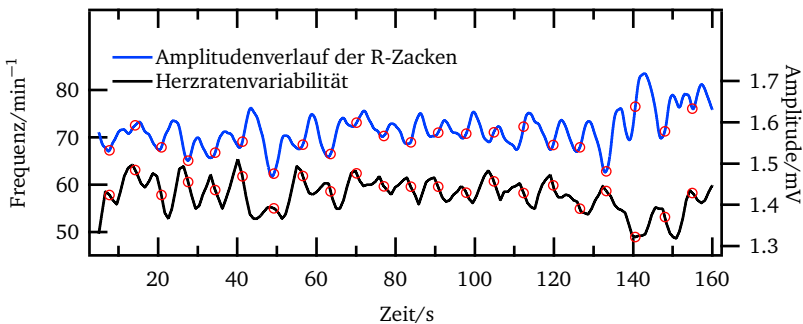


Abbildung 6.5: Zusammenhang zwischen RR-Intervall und R-Zacken-Amplitude zur Atemfrequenz. Die roten Kreise markieren die Zeitpunkte des Einatmens.

Abbildung 6.5 zeigt die Auswertung der Messung. Die Darstellung des Amplitudenverlaufs wurde durch die Berechnung eines gleitenden Mittelwerts in

einem Zeitfenster mit der Größe von 1 s geglättet. Sowohl bei dem Amplitudenverlauf der R-Zacken als auch bei der Herzratenvariabilität ist der Beginn eines Atemzyklus markiert. Dabei liegt der Zeitpunkt beim Amplitudenverlauf fast immer synchron zu einem lokalen Minimum, bei der Herzrate kurz nach einem Maximum. Beide Verläufe sind gegeneinander verschoben, zeigen jedoch eine deutliche Korrelation zueinander und speziell zur Atemfrequenz.

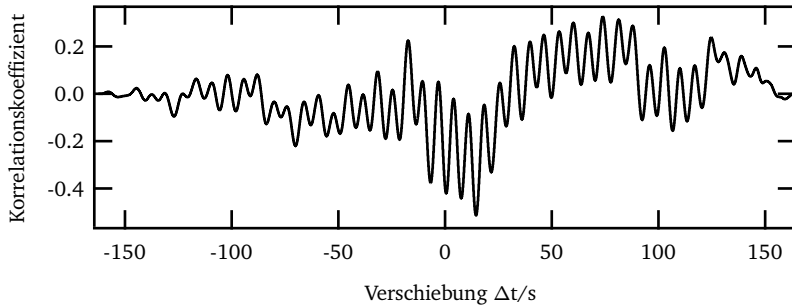


Abbildung 6.6: Kreuzkorrelation von RR-Intervall und R-Zacken-Amplitude.

In der Darstellung der Kreuzkorrelation von Herzratenvariabilität und der R-Zacken-Amplitude (Abbildung 6.6) wird der normalisierte Korrelationskoeffizient für die jeweils angegebene Verschiebung der Signale gegeneinander gezeigt. Dabei bewirkt der entgegengesetzte Signalverlauf die maximalen Werte im Negativen. Da sich während der Messung die Atemfrequenz kaum ändert, entsteht auch bei der Kreuzkorrelation eine periodische Schwingung, die der Atemfrequenz entspricht.

6.2 Blutdruckmessung

Die Blutdruckmessungen der *Vital-Sign-Watch*, die auf der oszillometrischen Methode basieren, werden in diesem Abschnitt vorgestellt. Als Referenz wird das Messgerät *Omron RS3* verwendet, welches ebenfalls am Handgelenk befestigt ist. Da es im Rahmen dieser Dissertation nicht möglich ist, eine *echte* Referenz in Form der direkten Druckmessung über die Arterie durchzuführen, wurde das *Omron RS3* gewählt, da dieses von der *Deutschen Hochdruckliga*

(Deutsche Gesellschaft für Hypertonie und Prävention) mit einem Prüfsiegel versehen wurde [38], welches die ausreichend genauen Messergebnisse bestätigt. Die Genauigkeit der Referenz wird im Handbuch des *Omron RS3* im Messbereich von 0 bis 299 mmHg mit ± 3 mmHg angegeben, wobei diese nicht die möglichen Fehler bei der Bedienung oder Fehler durch Bewegungsartefakte mit einschließt.

6.2.1 Parametrierung

Die Bestimmung der für die Blutdruckberechnung benötigten Prozentparameter erfolgt durch umgekehrte Anwendung des oszillometrischen Algorithmus. Dabei werden nicht wie bei normaler Anwendung die Druckwerte bei den Prozentparametern gesucht. Diesmal werden die Druckwerte der Referenzmessung verwendet und daraufhin die an diesen Stellen (systolischer und diastolischer Druck) auftretende Amplitude im oszillierenden Signalanteil ermittelt. Für die Referenzwertbestimmung wird das *Omron RS3* gleichzeitig am rechten Handgelenk eingesetzt. Der unterschiedliche Messablauf des *Omron RS3*, bei dem bereits während der Aufpumpphase der Manschette gemessen wird, ist an dieser Stelle irrelevant, da lediglich systolischer und diastolischer Blutdruckwert als Referenz benötigt werden.

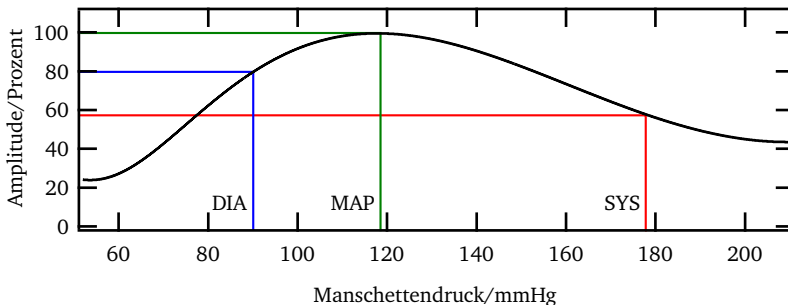


Abbildung 6.7: Oszillationsamplitude über dem mittleren Manschettendruck zur einfachen Zuordnung zwischen SYS, MAP und DIA und den Prozentparametern (rot, grün, blau).

Die über die *Vital-Sign-Watch* aufgenommene Zeitreihe von mittlerem Manschettendruck kann über die Zeitachse mit der Hüllkurve des zeitgleich aufgezeichneten oszillierenden Signalanteils kombiniert werden. Das Ergebnis ist ein zeitunabhängiges Diagramm, in welchem die Amplitude direkt über dem mittleren Druck aufgetragen ist und somit ein einfaches Ablesen der Parameter ermöglicht wird; hier wird links (diastolischer Druck) und rechts (systolischer Druck) vom Amplitudenmaximum gesucht. Auf dieselbe Art können die zu gegebenen Drücken gesuchten Prozentparameter abgelesen werden.

Die in Abbildung 6.7 dargestellten Prozentparameter sind die aus dem in Kapitel 5.2 verwendeten Beispiel übernommen worden. Zur Bestimmung der realen Werte wurden an einer Testperson zwanzig über den Tag verteilte Messungen durchgeführt und aus den gegebenen Werten die Prozentparameter bestimmt. Abbildung 6.8 zeigt die Ergebnisse der Messreihe.

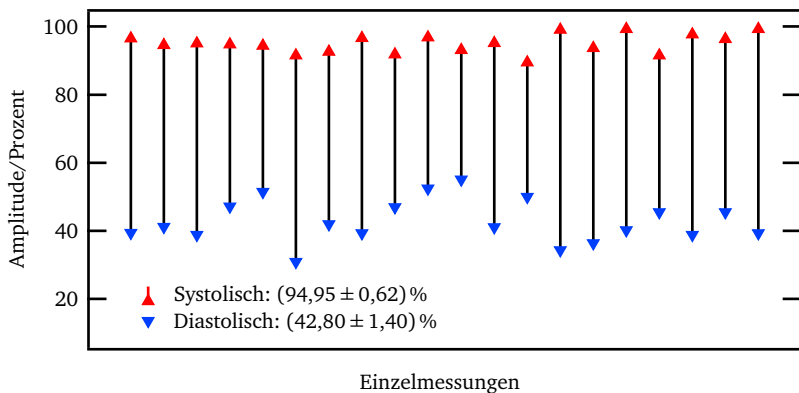


Abbildung 6.8: Ermittelte Prozentparameter für die Amplituden von systolischem und diastolischem Druck und berechnetem Mittelwert von 20 Messungen.

Aus den ermittelten Prozentparametern werden anschließend Mittelwert \bar{x} , Standardabweichung σ und Standardfehler des Mittelwerts $\sigma(\bar{x})$ nach der Rechenvorschrift

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=0}^n x_i, \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad \sigma(\bar{x}) = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

bestimmt und ergeben die in Tabelle 6.1 dargestellten Werte.

Tabelle 6.1: Ermittelte Prozentparameter aus den Messungen an der Testperson.

%	\bar{x}	σ	$\sigma(\bar{x})$
systolisch	94,9515	2,782	0,62
diastolisch	42,8015	6,317	1,41

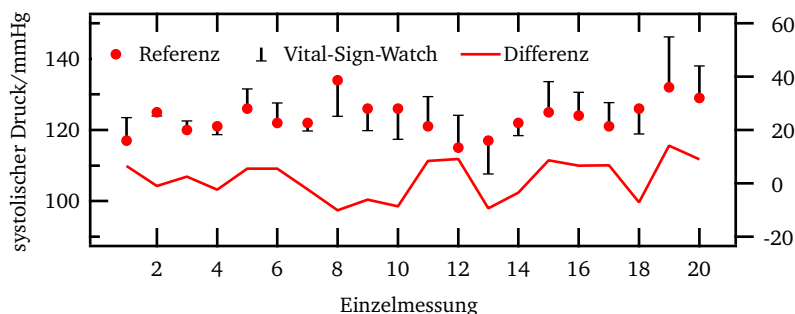
Zur Evaluation der Prozentparameter werden im zweiten Schritt der Parametrierung erneut zwanzig Messungen an der Testperson durchgeführt. Zur Berechnung von systolischem und diastolischem Blutdruck aus den Rohdaten der *Vital-Sign-Watch* werden die ermittelten Prozentparameter eingesetzt und die Abweichung zu den Werten der Referenzmessung betrachtet. Hieraus folgt eine weitere statistische Untersuchung der Messwerte.

In Abbildung 6.9 sind die Messungen von *Vital-Sign-Watch* und Referenzgerät für systolischen (a) und diastolischen (b) Blutdruck dargestellt. Darüber hinaus verdeutlicht eine Darstellung der Differenz die Abweichungen, die in folgender Tabelle statistisch erfasst werden.

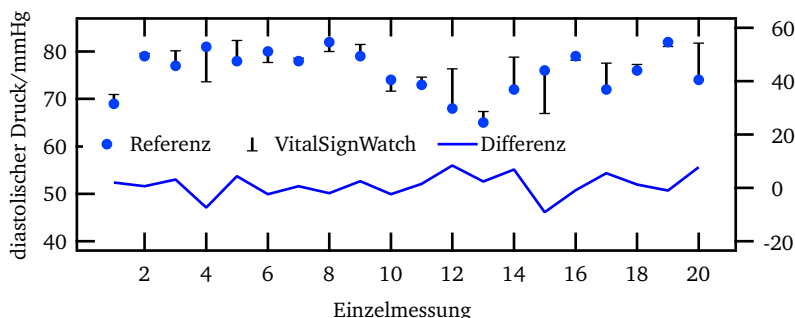
Tabelle 6.2: Quantifizierung der Messfehler nach Parametrierung der *Vital-Sign-Watch*.

	Fehler (Werte in mmHg)	
	systolisch	diastolisch
Mittelwert	1,5975	1,088
Standardabweichung	7,365 31	4,510 09
Maximum	14,11	8,32
Minimum	-10,13	-9,1

Entscheidend sind die Angaben von minimaler und maximaler Differenz sowie die Standardabweichung vom relativ niedrigen Mittelwert (Tabelle 6.2). Bei einer theoretisch geforderten maximalen Abweichung von ± 5 mmHg scheinen die ermittelten Werte zunächst verhältnismäßig hoch, was jedoch in Anbetracht der Untersuchung der Messgenauigkeit des oszillometrischen Verfahrens keine Besonderheit darstellt [13].



(a) Differenz, systolischer Druck.



(b) Differenz, diastolischer Druck.

Abbildung 6.9: Differenzwerte zwischen den Messungen der *Vital-Sign-Watch* und denen des *Omron RS3*.

Nach der aktuellen Erkenntnis können mehrere Gründe für die große Schwankung des Messergebnisses verantwortlich sein. Eine große Rolle spielt in erster Linie die Parametrierung gegen die nicht echte Referenz. Das *Omron RS3* unter-

liegt selbst einer Ungenauigkeit, die durch den Fehlereinfluss der Messung mit der *Vital-Sign-Watch* fortgepflanzt wird und somit eine starke Schwankung der Prozentparameter bewirkt. Um diesen Fehler zu minimieren, ist idealerweise eine invasive Messung im klinischen Umfeld notwendig, um eine kontinuierliche Aufzeichnung des Blutdrucks als Referenz verwenden zu können.

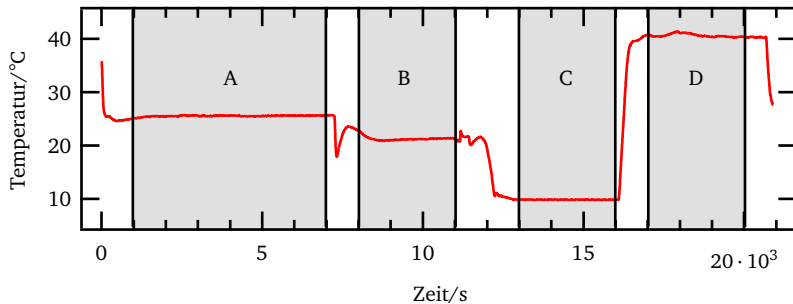
Darüber hinaus ist anzunehmen, dass eine Optimierung des Berechnungsalgorithmus durch den Hersteller vorgenommen wird. Da die *Vital-Sign-Watch* lediglich den in der Literatur beschriebenen Basisalgorithmus anwendet, können weitere Freiheitsgrade bei der Berechnung, die über die beiden Prozentparameter hinausgehen, nicht berücksichtigt werden und führen somit gegebenenfalls zu einem größeren Fehler im Messergebnis. In Zukunft wird hier nach Möglichkeit eine engere Zusammenarbeit mit Herstellern von entsprechenden Medizingeräten empfohlen, um einen Wissensaustausch zu ermöglichen.

6.3 Messung der Temperatur

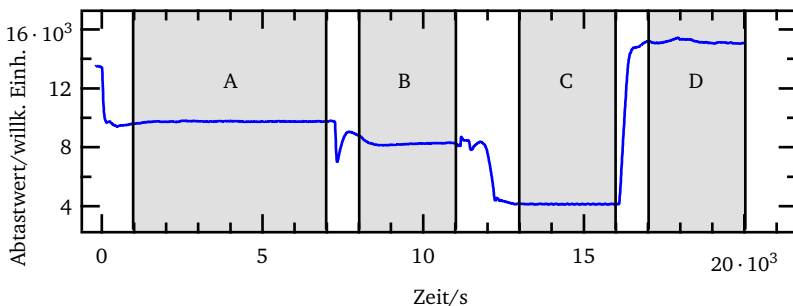
Für eine genaue Bestimmung der gemessenen Temperaturen mit den *Pt100*-Fühlern ist eine Kalibrierung der Messkette unumgänglich; die rein rechnerisch ermittelte Lösung ist aufgrund der durch Bauteiltoleranzen entstehenden Skalierungsfehler zu ungenau. Für die Kalibrierung wird der entsprechende *Pt100*-Sensor zusammen mit einem Referenzmessgerät *testo 177-T4* mit NiCr/Ni-Fühler in einen Klimaschrank gelegt. Bei aktivierter Temperaturmessung werden mit Hilfe des Klimaschranks nun für den entsprechenden Sensor typisch zu erwartende Temperaturen eingestellt (etwa Werte um 37 °C bei dem Sensor für die Körperkerntemperatur). Für jede Temperatur wird ein ausreichend langer Zeitabschnitt gewählt, um einerseits das Aufwärmen oder Abkühlen der Komponenten zu ermöglichen und andererseits genügend Messwerte aufzeichnen zu können, die bei der Auswertung eine arithmetische Mittelung zur Verbesserung der Genauigkeit zulassen.

Die Abbildung 6.10 zeigt den vom Referenzthermometer (a) aufgezeichneten Temperaturverlauf innerhalb des Klimaschranks. Parallel dazu ist der zeitgleich umgesetzte Digitalwert des *ADS1428* mit einem angeschlossenen *Pt100* eines Messkanals dargestellt (b). Die einzelnen Zeitabschnitten A–D kennzeichnen die Bereiche, in denen jeweils alle gemessenen Temperaturwerte bzw. digitalen Werte arithmetische gemittelt werden, und somit jeder Abschnitt von je einem Mittelwert für Temperatur und ADU-Ausgang repräsentiert wird.

Die so entstandenen Punkte können anschließend für die Berechnung einer Ausgleichsgeraden verwendet werden. Die darauffolgende Tabelle 6.3 zeigt die Mittelwerte für die oben dargestellte Messung im Klimaschrank.



(a) Referenzthermometer testo 177-T4



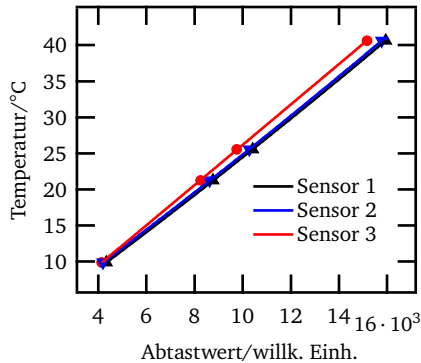
(b) Vital-Sign-Watch

Abbildung 6.10: Temperaturverlauf innerhalb des Klimaschranks über einen Zeitraum von fünfeinhalb Stunden.

Durch Anwendung dieses Vorgehens auf alle verwendeten Messkanäle 1–3 lässt sich für jeden Kanal eine Funktion aufstellen, die eine direkte Umrechnung des Abtastwertes in die entsprechende Temperatur zulässt. In der gemeinsamen grafischen Darstellung der Ausgleichsfunktion (Abbildung 6.11) sind die durch Bauteiltoleranzen entstandenen Abweichungen zu sehen.

Tabelle 6.3: Mittelwerte für Temperatur und zugehörigem Digitalwert in den gekennzeichneten Zeitabschnitten von Kanal 2.

Abschnitt	Zeitbereich	Temperatur in °C	Digitalwert
A	1000–7000 s	25,5307	$9,7450 \cdot 10^3$
B	8000–11 000 s	21,2622	$8,2575 \cdot 10^3$
C	13 000–16 000 s	9,8564	$4,1337 \cdot 10^3$
D	17 000–20 000 s	40,6390	$15,1642 \cdot 10^3$

**Abbildung 6.11:** Ausgleichsfunktionen durch die entsprechend ermittelten Kalibrierpunkte aller *Pt100* Sensoren.

Als Ausgleichsfunktion wird entsprechend dem physikalischen Verhalten des *Pt100* ein Polynom dritten Grades angenommen, welches mit der Gleichung

$$f(x) = p1 \cdot x^2 + p2 \cdot x + p3$$

gebildet wird und die Temperatur als Funktion des Digitalwertes berechnet. In der folgenden Tabelle 6.4 sind die ermittelten Fit-Parameter für alle drei Messkanäle aufgelistet.

Tabelle 6.4: Parameter der Ausgleichsfunktionen zur Berechnung der Temperatur aus den ADU-Digitalwerten.

Sensor	$p1$	$p2$	$p3$
1	$1,230\,53 \cdot 10^{-8}$	0,002 402 49	-0,787 405
2	$1,299\,32 \cdot 10^{-8}$	0,002 396 71	-0,420 774
3	$1,320\,21 \cdot 10^{-9}$	0,002 766 67	-1,612 71

Zur Bewertung der ermittelten Parameter der Übertragungsfunktion wird die Differenz zwischen Referenztemperatur und errechneter Temperatur bestimmt. Da die Messung zwar zeitgleich durchgeführt wurde, die Zeitstempel der einzelnen Messwerte jedoch nicht genau übereinstimmen, werden die errechneten Temperaturwerte zunächst linear interpoliert. Anschließend stehen hier für jede Sekunde Daten zur Verfügung, die mit der Referenz verglichen werden können.

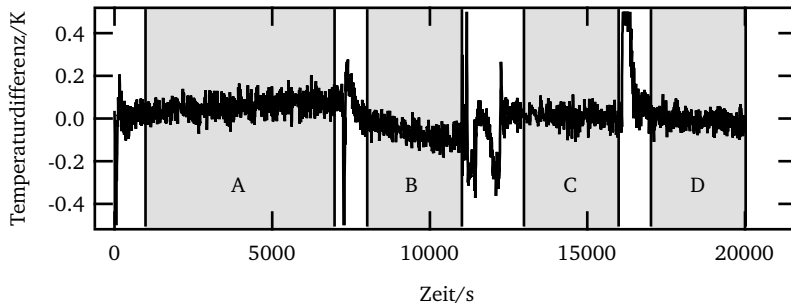


Abbildung 6.12: Die Fehlerkurve zeigt die Differenz zwischen Referenztemperatur und errechneter Temperatur mit Hilfe der Ausgleichsfunktion.

Das Ergebnis der Differenzbildung zeigt Abbildung 6.12. Auffallend sind die großen Abweichungen im Bereich der Temperaturübergänge, da die Sensoren sich unterschiedlich schnell an die Änderungen anpassen. Da gerade im Bereich der Körpertemperaturmessung keine schnellen und großen Änderungen erwartet werden, findet die Bewertung der Übertragungsfunktion, in den wie

zuvor gekennzeichneten Bereichen statt, in denen die Temperatur annähernd konstant verläuft.

Tabelle 6.5: Bewertung der ermittelten Parameter der Übertragungsfunktion.

Sensor	Mittelwert	Standardabweichung	Maximum	Minimum
1	−0,0053	0,0483	0,1458	−0,1609
2	−0,0052	0,0480	0,1406	−0,1683
3	0,0118	0,0582	0,0238	−0,1825

Die in der Tabelle 6.5 dargestellte Bewertung zeigt, dass die geforderte Genauigkeit der Temperaturmessung bei sich nur langsam ändernden Umgebungswerten möglich ist. Durch ein kontinuierliches Aufzeichnen der Temperatur können schnellere Änderungen erkannt werden, wodurch die Anpassung des Sensors auf die neue Umgebung berücksichtigt werden kann. Zudem liegt der Vorteil bei der Aufzeichnung mit der *Vital-Sign-Watch* darin, dass lediglich die Rohdaten des Analog-Digital-Umsetzers im Speicher abgelegt werden. Somit führt eine bessere Systemkalibrierung (beispielsweise stabilere Umgebungsparameter) zu genaueren Parametern der Übertragungsfunktion mit der die aufgezeichneten Messdaten umgerechnet werden können.

6.3.1 Messung von Handgelenks- und Körpertemperatur

Bei der folgenden Messung wurde der Zusammenhang zwischen der Temperatur am Handgelenk und jener des Körperkerns (Ohrtemperatur) untersucht [74]. Zunächst wird dabei der Temperaturverlauf beider Sensoren unter gleichbleibenden Umgebungsparametern betrachtet.

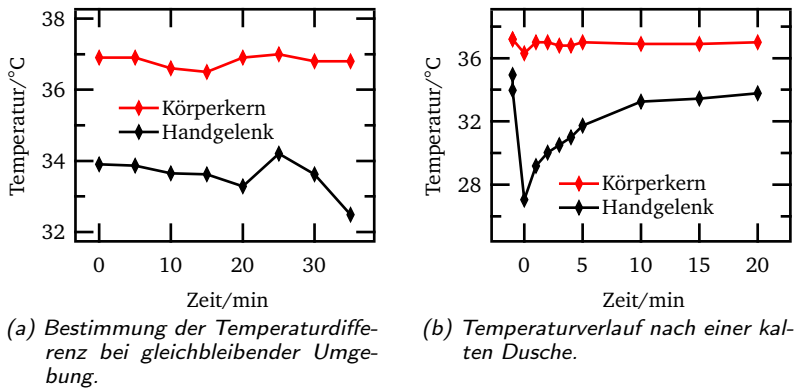


Abbildung 6.13: Zeitsynchrone Messung von Körper-, Ohr- und Handgelenktemperatur [74].

Abbildung 6.13 stellt die zeitsynchron aufgenommenen Temperaturwerte dar. Unter (a) deutet sich bei konstanter Umgebung eine stabile Differenz beider Werte an, die bei dem Probanden etwa bei 3 °C liegt. Zur Überprüfung unterzieht sich die Testperson anschließend einer starken Änderung der Umgebungstemperatur (hier: kalte Dusche). Im folgenden Temperaturverlauf (b) ist zunächst ein deutliches Absinken der Handgelenktemperatur zu erwarten, da die in Kapitel 2.3 beschriebenen Mechanismen zur Thermoregulation eingreifen und zur Aufrechterhaltung der Körperkerntemperatur die Durchblutung der Extremitäten reduzieren. Dieses Verhalten wird durch den dargestellten Temperaturverlauf bestätigt. Nach Wiederherstellung gleicher Umgebungsparemeter wie bei (a) nähert sich die Differenz hier nach 20 min wieder dem zuvor ermittelten Offset-Wert.

6.3.2 Temperatur der Axilla

Für die Evaluierung des in der Axillarregion einzusetzenden Sensors wird hier als Referenz ebenfalls ein Infrarot-Ohrthermometer eingesetzt. Die Messung erfolgt über einen Zeitraum von etwa 15 Minuten, während die Ohrtemperatur alle 3 Minuten manuell erfasst wird. Die Werte des Sensors der Vital-Sign-Watch

werden alle 4 Sekunden aufgezeichnet, wobei jedes Ergebnis das arithmetische Mittel über 8 Messpunkte darstellt. Während der Messung liegt der Arm eng am Körper, um eine maximale thermische Isolation zur Umgebung zu schaffen, der *Pt100* ist zur elektrischen Isolation mit einem dünnen Silikonschlauch umhüllt. Die Messung wird kurz vor Anbringen des *Pt100* gestartet; zum Schluss wird dieser wieder vom Messort entfernt.

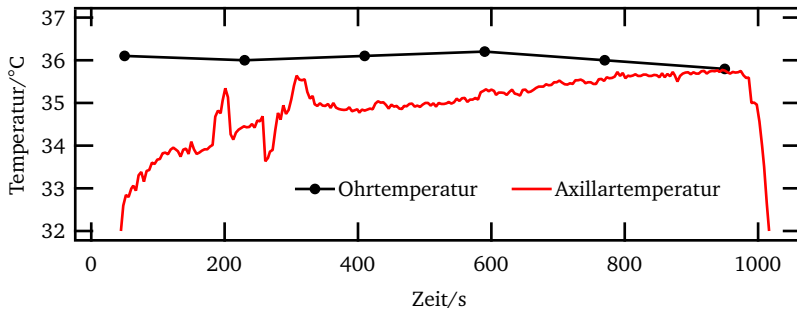


Abbildung 6.14: Ohr- und Axillartemperatur über einen Zeitraum von 15 Minuten.

Das Ergebnis der Messung zeigt Abbildung 6.14. Während die Ohrtemperatur über die gesamte Dauer prinzipiell konstant bleibt, nähert sich die gemessene Temperatur der Axilla erst zum Ende an den Referenzwert an. Daran ist zu erkennen, wie wichtig eine thermische Isolierung ist, damit das Messergebnis nicht mit einem systematischen Fehler behaftet ist, durch den die angezeigte Temperatur niedriger als der wahre Wert scheint.

6.4 Bewegungsanalyse

Dieser Abschnitt beschreibt weitere Messungen, die mit dem Beschleunigungssensor der *Vital-Sign-Watch* durchgeführt werden. Zunächst werden verschiedene Ruhepositionen des Armes betrachtet, um später aus den Sensordaten die Lagedetektion zu ermöglichen. Anschließend folgt die Datenaufzeichnung von unterschiedlichen Bewegungen.

6.4.1 Positionsbestimmung

Um später aus den Messdaten bestimmen zu können, welche Position der Arm bzw. das Handgelenk zur Zeit der Messung hatte, muss die relative Lage vom Sensor zum Handgelenk bekannt sein. Bei der *Vital-Sign-Watch* ist dies nach einmaliger Definition eindeutig definiert, da die Position des Gerätes aufgrund der Befestigung durch die Handgelenksmanschette nur minimal variieren kann und der Beschleunigungssensor im Gerät eine fixe Lage hat.

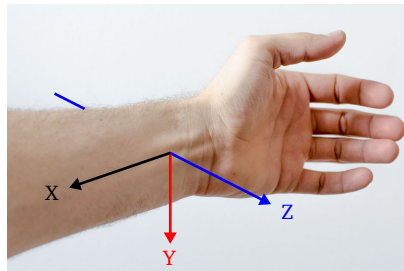


Abbildung 6.15: Vektoren der Beschleunigungsachsen der *Vital-Sign-Watch* beim Tragen am Handgelenk.

Wird die *Vital-Sign-Watch* am Handgelenk befestigt, so entsprechen die Vektoren, in deren Richtung die Beschleunigung gemessen wird, gerade denen, die in Abbildung 6.15 dargestellt sind. Die x-Achse verläuft in gleicher Richtung wie der Arm selbst, die y-Achse steht senkrecht dazu. Aufgrund der Bewegungsrichtung des Handgelenks (genauer: das Gelenk zwischen Unterarm und proximaler Handwurzel) entspricht der Verlauf der z-Achse stets einem Vektor von Handrücken zur Handfläche. Mit dieser Definition der Vektorlagen wird eine Messung durchgeführt, bei welcher der Arm zunächst gerade nach unten zeigt (0°). In 45° -Schritten wird er anschließend vom Körper abgespreizt, bis die Position von 180° (Arm zeigt gerade nach oben) erreicht ist. Da bei der Lagedetektion nur die Gravitation auf den Sensor wirkt, spielt es bei der Messung keine besondere Rolle, ob der Arm die Bogenbewegung nach vorn oder zur Seite durchführt, solange die Lage nicht durch eine Drehung um die dargestellte x-Achse verändert wird.

Beim dargestellten Ergebnis der Messung in Abbildung 6.16 fällt sofort der stufenförmige Verlauf der x-Achse auf (schwarz), der den Winkel des Arms

repräsentiert. Zeigt der Arm nach unten, wirkt die Gravitation vollständig gegen den Vektor (1 g), bei waagerechter Haltung ist keine Beschleunigung messbar (0 g, x-Achse senkrecht zur Gravitation). Wird der Arm nach oben gestreckt, verläuft die Messachse schließlich mit der Erdbeschleunigung (-1 g).

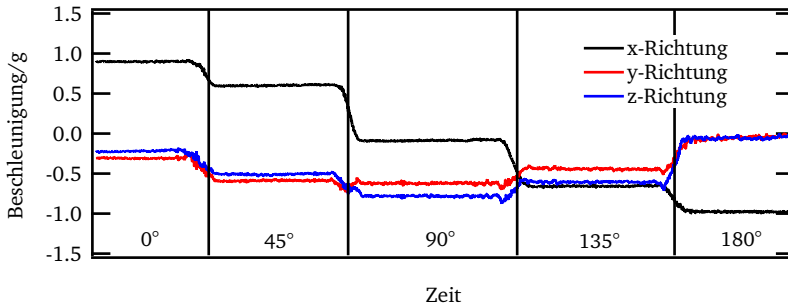


Abbildung 6.16: Messwerte des Beschleunigungssensors bei unterschiedlicher Haltung des Armes. 0°: Arm zeigt nach unten, 90°: nach vorn, 180°: nach oben.

Da während der Messung die Hand nicht vollständig waagrecht gehalten wurde, sind ebenfalls Änderungen in der y-Achse erkennbar. Dadurch wird auch der in der Theorie ideale Verlauf der Beschleunigung auf die z-Achse verändert, die normalerweise 0 g bei 0°, -1 g bei 90° und wieder 0 g bei 0° betragen würde.

In der nächsten Messung zur Positionsbestimmung wird der Arm gerade nach vorne gestreckt und die Drehung des Handgelenks bzw. der Hand selbst untersucht, wobei die Handfläche zunächst nach oben 0°, dann zur Seite 90° und nach unten 180° gedreht wird. Die Ergebnisse zeigt Abbildung 6.17.

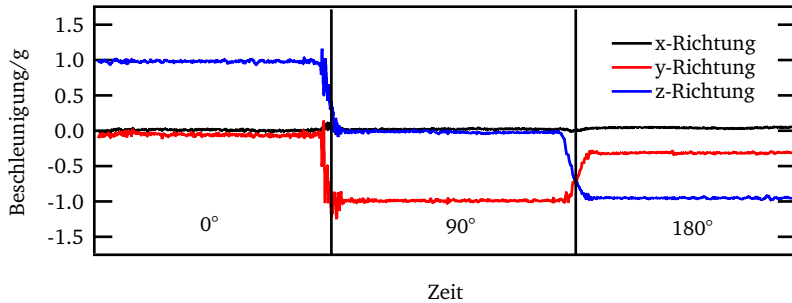


Abbildung 6.17: Messdaten bei Drehung der Hand bei nach vorn gestrecktem Arm. 0°: Handfläche zeigt nach oben, 90°: zur Seite, 180°: nach unten.

Durch die Drehung nach oben liegen die Achsen x und y genau senkrecht zur Gravitation und können keine Beschleunigung messen. Bei der z-Achse ist die vollständige Wirkung erkennbar (blau). Die Drehung der Hand entspricht jener der x-Achse, daher ist hier keine Veränderung zu erwarten (schwarz). Bei 90° wurden y und z entsprechend weitergedreht, daher ist die Gravitationswirkung nun vertauscht. Aufgrund des kleinen Bewegungsspielraumes der *Vital-Sign-Watch* am Handgelenk folgt diese der 180°-Drehung nicht vollständig, daher ist am Schluss noch eine geringe Beschleunigungswirkung auf die y-Achse festzustellen.

Die x-Achse spiegelt bei der Positionsdetektion den Winkel des Armes wider, da dieser Vektor dieselbe Orientierung wie der Arm besitzt. Eine Drehung der Hand kann somit hauptsächlich festgestellt werden, wenn der Arm waagrecht gehalten wird und die Gravitation primär auf die y- bzw. z-Achse wirkt. Zeigt der Arm nach unten, wirkt die Beschleunigung fast ausschließlich auf die x-Achse und die kleinen, durch die Drehung der Hand bewirkten Änderungen sind kaum auswertbar.

6.4.2 Gehen/Treppensteigen

Die *Vital-Sign-Watch* ist bei der Messung normal am Handgelenk befestigt. Der Arm wird soweit wie möglich normal bewegt. Zunächst geht die Testperson in normalem bis ruhigem Tempo etwa 30 s lang. Danach folgen 15 Stufen

treppauf und anschließend wieder treppab. Abschließend folgen noch einige normale Schritte.

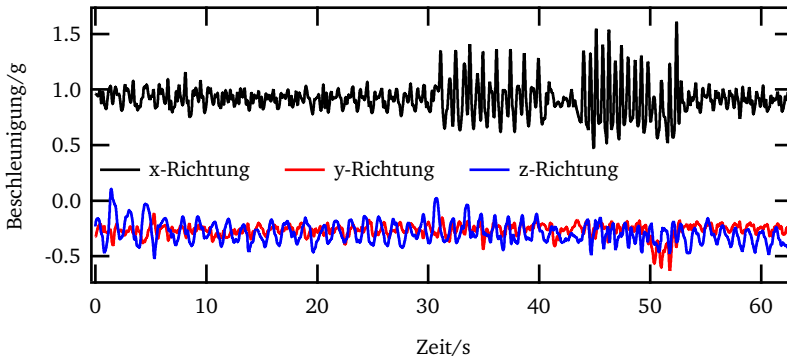


Abbildung 6.18: Darstellung der Beschleunigungswerte der drei Achsen während des Gehens bzw. Treppensteigens.

Abbildung 6.18 zeigt den geglätteten Verlauf (gleitender Mittelwert über 64 Werte) der Beschleunigungswerte der drei verwendeten Achsen. Da beim normalen Gehen der Arm in der Regel nach unten zeigt, ist die Einwirkung der Gravitation auf die x-Achse (schwarz) ausschließlich positiv und zeigt einen erkennbaren Offset von etwa 1 g. In y- und z-Richtung wirkt primär die Beschleunigung, die durch die Schwingung des Arms beim Gehen hervorgerufen wird. Hierbei ist das oszillierende Muster der y-Achse aufgrund der Schwingungsrichtung des Arms erwartungsgemäß größer. Vorausgesetzt, der Arm der Testperson folgt der normalen Ausgleichsbewegung beim Gehen, lässt die Auswertung der Beschleunigungsdaten der z-Achse Rückschlüsse auf die getanen Schritte zu.

Während des Treppensteigens (Beginn bei $t = 30$ s) ist eine deutlich erhöhte Amplitude der x-Achse zu erkennen, da zur Überwindung der Höhendifferenz eine größere Beschleunigung in dieser Richtung notwendig ist; in y- und z-Richtung ist praktisch keine Veränderung erkennbar.

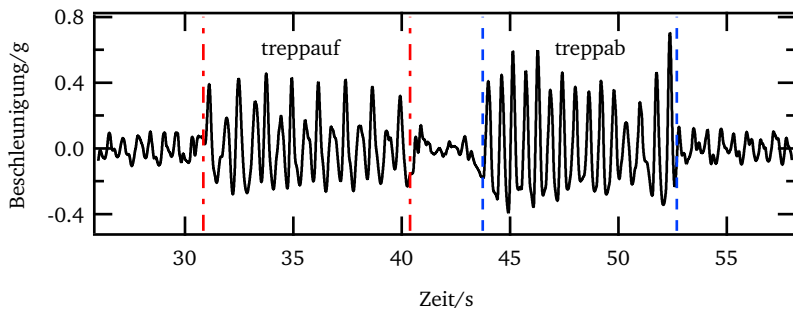


Abbildung 6.19: Betragssfunktion der drei Achsen beim Treppensteigen nach Abzug der Gravitationsbeschleunigung.

Nach der Betragsbildung aller drei Achsen, dem Abzug der Gravitationsbeschleunigung und der vergrößerten Darstellung des Bereichs des Treppensteigens zeichnet sich in Abbildung 6.19 noch einmal der Unterschied zum normalen Gehen ab, wobei zudem Unterschiede zwischen *treppauf* (rot) und *treppab* (blau) sichtbar sind. Hier muss jedoch bedacht werden, dass die beim älteren Menschen zu erwartende langsamere Bewegung eine entsprechend geringere Beschleunigung bewirken wird.

Mit Hilfe der Sensordatenauswertung ist neben der bloßen Erkennung von Bewegung eine genauere Analyse derselben möglich, wobei die Platzierung des Sensors von der zu analysierenden Bewegung abhängig ist [75]. Die Kenntnis der Umgebung der Testperson (z. B. „Treppe, 15 Stufen“) erlaubt eine Zuordnung der Messdaten zu dieser, wodurch wie beim *Timed Up and Go*-Test eine definierte Strecke ausgewertet werden kann. Mit den gegebenen Möglichkeiten der *Vital-Sign-Watch*, Beschleunigungen in drei Richtungen des Handgelenks aufzunehmen, wird somit nicht nur die Grundlage für eine Sturzdetektion geschaffen [76], sondern auch die Möglichkeit eröffnet, eine Langzeitanalyse der Bewegungsmuster im häuslichen Umfeld durchzuführen, ohne dafür spezielle Aufgaben (Vorgabe wie beim *TUG*) ausführen zu müssen.

6.5 Photoplethysmografie

Die in der Theorie beschriebene Vorgehensweise zur Berechnung der Blutsauerstoffsättigung aus dem Plethysmogramm, welches mit zwei optischen

Wellenlängen gewonnen wurde, zeigt sich in der Praxis als komplexe Problematik. Verantwortlich dafür sind unter anderem verschiedene Freiheitsgrade bei der Einstellung der LED-Intensität oder auch der Offset-Nachregelung durch den Ausgang des Tiefpasses, da diese Größen mit in die anschließende Berechnung einfließen müssen. Zusätzlich gilt es, das empfindliche Zeitverhalten des Multiplex-Betriebs von LED-Umschaltung und Abtastzeitpunkt zu finden, welches mit den Eigenschaften des Analogverstärkers zusammenarbeiten muss. Im zeitlichen Rahmen dieser Arbeit konnte bis zum Schluss keine funktionierende Konfiguration für die Ermittlung des Sauerstoffgehalts gefunden werden.

Dennoch ist der Betrieb mit nur einer Wellenlänge möglich (rot oder infrarot) und erlaubt somit die Analyse der Blutvolumenänderung. Eine Beispielmessung wird in diesem Abschnitt erläutert.

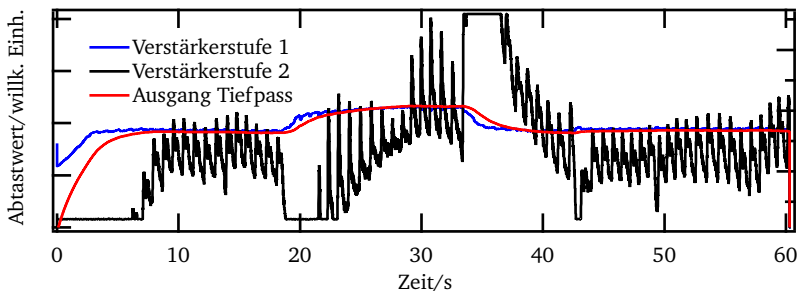


Abbildung 6.20: Signalverlauf des Photoplethysmogramms nach erster Verstärkerstufe (ungefiltert/gefiltert) und zweiter Verstärkerstufe.

Abbildung 6.20 zeigt zunächst die Signalverläufe der beiden Verstärkerstufen. Nach Stufe 1 (blau, Ausgang des Transimpedanzverstärkers) wird der Gleichanteil des Signals über ein Tiefpassfilter bestimmt (rot) und die Differenz zwischen gefiltertem und ungefiltertem Signal von der zweiten Stufe verstärkt (schwarz). Zu Beginn der Messung befindet sich die Hand etwa auf Höhe des Oberkörpers, nach fünf Sekunden ist die Einschwingphase des Tiefpasses beendet und am Ausgang der zweiten Stufe ist die pulssynchrone Volumenänderung des Blutes im Finger sichtbar. Eine Lageänderung der Hand bei $t = 20\text{ s}$ bewirkt eine große Änderung des Blutvolumens in den Gefäßen des Fingers. Die Änderungsfrequenz liegt über jener des Tiefpasses, daher benötigt dieser

erneut einige Zeit, um den korrekten Gleichanteil des Signals auszugeben. Während der Nachregelphase entsteht kurzzeitig eine große Differenz beider Signale, so dass der Dynamikbereich des zweiten Verstärkers nicht ausreichend ist, um eine richtige Signaldarstellung zu ermöglichen. Ein ähnliches Verhalten ist bei $t = 30\text{ s}$ zu beobachten, wenn die Hand wieder in die Ausgangslage zurück bewegt wird.

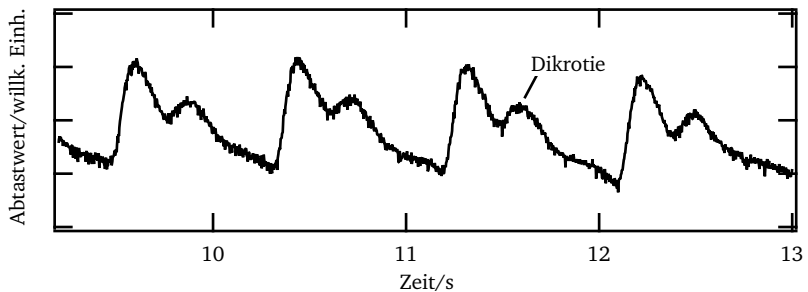


Abbildung 6.21: Vergrößerter Ausschnitt des Photoplethysmogramms nach der zweiten Verstärkerstufe mit Kennzeichnung des dikroten Pulses.

Bei keiner oder höchstens geringfügiger Änderung des Gleichanteils wird das Photoplethysmogramm von der zweiten Verstärkerstufe als gleichmäßiger Signalverlauf (Abbildung 6.21) ausgegeben. Die Volumenmaxima sind pulssynchron und entstehen während der Austreibungsphase des Herzens. Ebenfalls zu erkennen ist der durch die Arterienelastizität bedingte dikrote Puls (physiologische Doppelgipfligkeit der Pulswelle) als zweites lokales Maximum. Aufgrund der Pulssynchronität ist die direkte Bestimmung der Herzfrequenz aus den Sensordaten möglich, woraus sich ebenfalls die Herzratenvariabilität ableiten lässt. Da die Volumenänderung zeitlich einige hundert Millisekunden nach der Kontraktion des Herzens eintritt, ist das Plethysmogramm die Basis für die Bestimmung der Pulswellenlaufzeitmessung (siehe Abschnitt 6.6.2). Weitere Diagnosen sind beispielsweise möglich, indem der Abstand zwischen dem lokalen Maximum und dem dikroten Puls bestimmt wird, da dieses ein Maß für die Steifigkeit der Arterien darstellt [77] und arteriosklerotische Gefäßveränderungen widerspiegeln kann [78].

6.6 Sensordatenfusion

Die Sensordatenfusion wird bei der *Vital-Sign-Watch* durch das Aufzeichnen der Daten mit einem einheitlichen Zeitstempel ermöglicht. Die Verknüpfung der Daten führt zu einer verbesserten Robustheit der Ergebnisse (z. B. Unterdrückung von Bewegungsartefakten). Zusätzlich ist es möglich, neue Messdaten zu erhalten, die mit einem einzelnen Sensor nicht möglich sind (Pulswellenlaufzeit). Für beide Ziele werden Messdaten in diesem Abschnitt dargestellt.

6.6.1 Bewegungsartefakte bei der Blutdruckmessung

Bei der nicht-invasiven Blutdruckmessung nach der oszillometrischen Methode werden kleinste Amplitudenänderungen des sich pulssynchron ändernden Manschettendrucks dazu verwendet, den systolischen und diastolischen Blutdruck zu bestimmen. Durch die analogseitige hohe Verstärkung des Messsignals werden Störungen ebenfalls vergrößert, überlagern das Signal und verfälschen das Messergebnis. Speziell durch unter dem Bereich der Manschette verlaufende Muskeln und Sehnen der Finger ist es von großer Notwendigkeit, während eines Messzyklus möglichst keine Bewegungen durchzuführen.

Zur Überwachung während der Messung dient der integrierte Beschleunigungssensor der *Vital-Sign-Watch*, wobei der Detektion aufgrund der Sensorposition Grenzen gesetzt sind. Bei einzelnen Bewegungen der Finger ist das Sensorsignal stark gestört, obwohl keine signifikante Beschleunigung messbar ist. Jedoch ist dieses Bewegungsmuster (einzelne Fingerbewegung bei bewusstem Messvorgang) eher untypisch und tritt in der Regel nur zusammen mit detektierbaren Bewegungen auf. Bewegung oder das generelle Falsch-Halten des gesamten Armes sind die primären Ursachen für Artefakte im Signalverlauf.

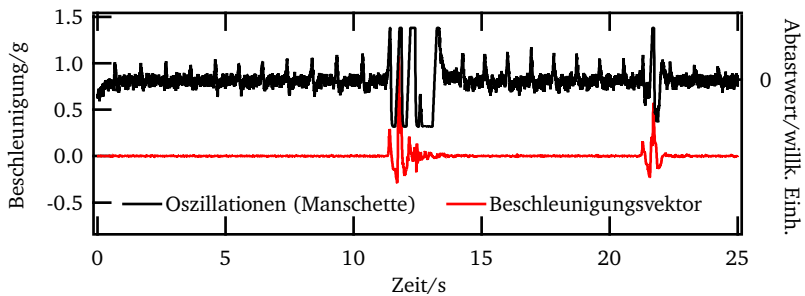


Abbildung 6.22: Betrag der Beschleunigung bei gleichzeitiger Messung des oszillierenden Druckanteils innerhalb der Manschette.

Ein Beispiel für den Einfluss von mäßiger Bewegung auf das Messsignal des oszillierenden Manschettendrucks zeigt Abbildung 6.22. Durch die Bewegung (rot) entsteht eine starke Druckänderung in der Manschette, die sich im Messsignal (schwarz) widerspiegelt. An dieser Stelle lassen sich die durch den Puls bedingten Signalspitzen, deren Amplitude zur Blutdruckbestimmung maßgebend ist, nicht mehr erkennen. Die Störung ist so groß, dass der Dynamikbereich des Analog-Digital-Umsetzers nicht ausreicht, um das Signal vollständig darzustellen.

Jedoch kann durch die Kenntnis der Bewegung an diesen Stellen das eigentliche Messsignal als ungültig bewertet werden. Je nach Anwendung wird es somit nicht für die anschließende Auswertung verwendet, bzw. die Messung an dieser Stelle wiederholt. Bei der Blutdruckmessung müsste entsprechend der Kompressor wieder aktiviert werden, um den fehlenden Druckbereich der Oszillationen erneut aufzuzeichnen.

Korrekte Position des Handgelenks

„Zur Messung müssen Sie entspannt und bequem sitzen, bei angenehmer Raumtemperatur. Die letzten 30 Minuten vor der Messung nicht baden, keinen Alkohol oder Kaffee trinken, nicht rauchen, keinen Sport treiben und keine Mahlzeit zu sich nehmen“ [37]. Diese Anweisung gibt der Hersteller *Omron* in seiner Gebrauchsanweisung für das Handgelenk-Blutdruckmessgerät. Während Bewegungen beim Durchführen der Messung eine korrekte Anwendung des

Auswertalgorithmus nahezu unmöglich machen, ist bei der Falsch-Haltung zwar eine Berechnung möglich, jedoch besteht kein zuverlässiger Zusammenhang zum realen Blutdruck, da dieser aufgrund der Hydrostatik verändert wird. Die Lagedetektion mit der *Vital-Sign-Watch* kann hier zu einer Klassifizierung der Zuverlässigkeit der Messwerte verhelfen.



Abbildung 6.23: Korrekte Haltung des Handgelenks während der Blutdruckmessung nach der *Omron RS3* Gebrauchsanweisung [37].

Die in Abbildung 6.23 dargestellte Position und Haltung des Armes unterscheidet sich nicht von der Messung am Handgelenk mit der *Vital-Sign-Watch*. Der Unterarm wird mit einem Winkel von etwa 35° abgelegt, um das Messgerät und somit das Handgelenk auf Herzhöhe zu halten, damit der gemessene Druck nicht durch hydrostatische Effekte verfälscht wird. In Abbildung 6.16 konnte bereits gezeigt werden, dass der Winkel des Armes direkt am x-Achsen Beschleunigungswert abgelesen werden kann, da diese Achse längs durch den Unterarm verläuft. Bei der Vorgabe von 35° lässt sich die dort zu erwartende Beschleunigungswirkung zu $\sin(\alpha) \cdot 1g = \sin(35^\circ) \cdot 1g = 0,574g$ errechnen. Ebenfalls wurde gezeigt, dass bei der hier näherungsweise waagerechten Haltung des Armes die Drehung des Unterarms durch y- und z-Achse repräsentiert wird. Die z-Achse steht senkrecht zur x-Achse und somit mit einem Winkel von 55° zur Gravitation. Hier sind etwa $\sin(55^\circ) \cdot 1g = 0,819g$ als Beschleunigung bei korrekter Haltung zu erwarten. Der ideale Wert der y-Achse entspricht somit $0g$.

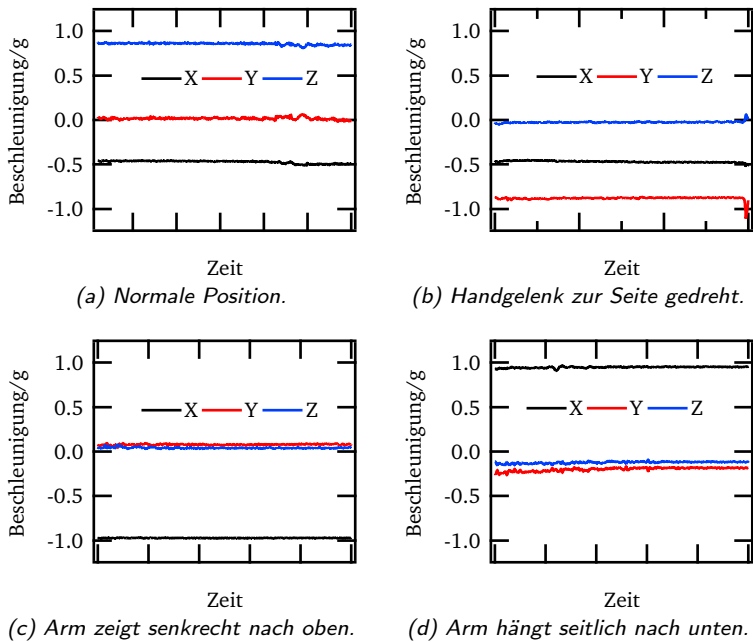


Abbildung 6.24: Beschleunigungswerte bei unterschiedlichen Positionen des Arms während der Blutdruckmessung.

Die Messungen in Abbildung 6.24 bestätigen die beschriebene Theorie. Die Beschleunigungswerte der anzunehmenden normalen Messposition sind in (a) dargestellt. Es wirkt keine Beschleunigung auf die y-Achse, hingegen ungefähr $0,8g$ bei der z-Achse und $0,5g$ bei der x-Achse mit negativem Vorzeichen aufgrund derer Orientierung. Wird der Arm zur Seite gedreht (b) stimmt zwar noch der Winkel von 35° (x-Achse), jedoch sind nun y- und z-Achse vertauscht. Zeigt der Arm fälschlicherweise gerade nach oben (c), wirkt die Beschleunigung ausschließlich auf die x-Achse, was bei locker nach unten hängendem Arm (d) im weitesten Sinne nur eine Umkehr des Vorzeichens bewirkt.

Zur Durchführung der Messung sollte die Startposition in vorgegebenen Grenzen liegen, anschließend wird hier eine maximale gültige Abweichung definiert, bei deren Überschreitung ein Messabbruch erfolgte.

6.6.2 Bestimmung der Pulswellenlaufzeit

Zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit bzw. Pulswellenlaufzeit zwischen zwei Punkten werden die zeitsynchron gemessenen Daten von zwei Sensoren verwendet. Bei der *Vital-Sign-Watch* kommen das EKG (Klebeelektroden) und die Photoplethysmografie (Fingerclip) zum Einsatz. Als Startzeitpunkt der Pulswelle wird die R-Zacke des EKG betrachtet, bei der elektrisch die Kontraktion des Herzmuskels ausgelöst wird. Das ansteigende Blutvolumen im rechten Mittelfinger, detektierbar durch das dort aufgenommene Plethysmogramm, deutet auf die Ankunft der Pulswelle hin. Die Laufzeit entspricht der Differenz beider Zeitstempel. Unter Kenntnis der Arterienlänge (annähernd die Länge des Armes) kann eine Geschwindigkeit errechnet werden. Die Laufzeit hängt unter anderem mit dem Blutdruck zusammen, dessen relative Änderung somit prinzipiell bei jedem Pulsschlag bestimmt werden kann (vgl. Abschnitt 2.2.3).

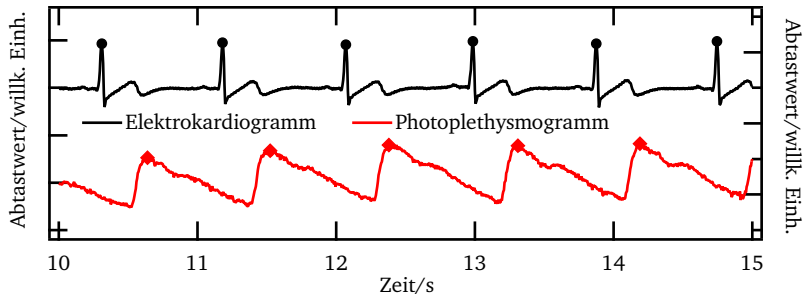


Abbildung 6.25: Zeitsynchrone Darstellung von normalisiertem EKG (schwarz) und Photoplethysmogramm (rot) mit den detektierten Zeitpunkten für die Laufzeitbestimmung.

Abbildung 6.25 zeigt die zeitsynchron aufgenommenen Messdaten beider Sensoren. Über einen geeigneten Algorithmus werden beide Signalverläufe auf lokale Maxima hin untersucht, die beim EKG der R-Zacke und im Photoplethysmogramm dem Blutvolumenmaximum entsprechen (Abbildung 6.25,

EKG Kreis, PPG Viereck). Sind diese gefunden, kann die Differenz zwischen R-Zacken und unmittelbar nachfolgendem Volumenmaximum ausgewertet werden.

Bei der folgenden Messung wird zunächst die Pulswellenlaufzeit einer Person im Ruhezustand bestimmt. Anschließend wird die Testperson eine Blutdrucksteigerung durch zügiges Treppensteigen bewirken, wobei hier aufgrund von Bewegungsartefakten zunächst keine Messung durchgeführt wird. Nach der körperlichen Aktivität wird der Verlauf der Pulswellenlaufzeit bis zum Erreichen des ursprünglichen Werts aufgenommen. Die Messung der Laufzeit im Ruhezustand (Abbildung 6.26) zeigt einen annähernd konstanten Laufzeit-Verlauf bei etwa 340 ms. Bei einem ungefähren Abstand der Messstellen (Herz, Hand) von einem Meter stellt das Reziproke der Laufzeit die Pulswellengeschwindigkeit dar ($340 \text{ ms}^{-1} = 2,94 \text{ m/s}$).

Unmittelbar nach der körperlichen Aktivität wird die zweite Messung gestartet. Zum Zeitpunkt 0 s ist eine deutlich kürzere Laufzeit in der grafischen Darstellung (6.27) ablesbar, die Geschwindigkeit beträgt hier $230 \text{ ms}^{-1} = 4,35 \text{ m/s}$. Erst nach etwa fünf Minuten hat die Geschwindigkeit einen fast der Laufzeit im Ruhezustand entsprechenden Wert erreicht. Zur besseren Erkennbarkeit des Verlaufs sind die Rohmesswerte (schwarz) zusätzlich als Trendlinie (rot) dargestellt.

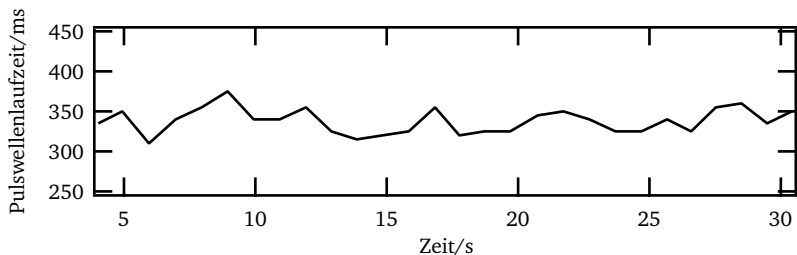


Abbildung 6.26: Verlauf der Pulswellenlaufzeit in Ruhe vor der körperlichen Aktivität.

Durch die starken Schwankungen wird deutlich, dass diese Filterung für eine Laufzeitbestimmung unumgänglich ist und somit die Per-Pulsschlag-Messung praktisch kein stabiles Ergebnis liefern kann.

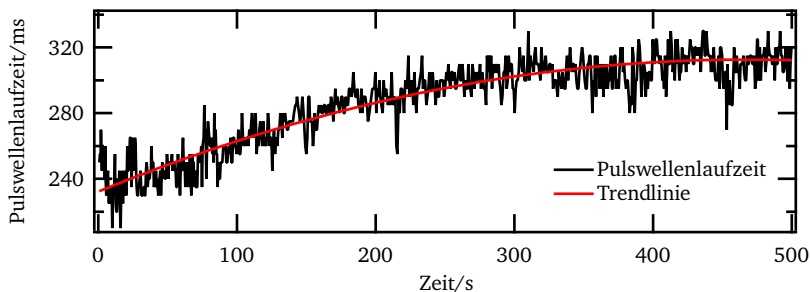


Abbildung 6.27: Verlauf der Pulswellenlaufzeit nach zügigem Treppensteigen.

6.6.3 Korrelation zwischen Blutdruck und Pulswellenlaufzeit

Im vorherigen Abschnitt wurde bereits erörtert, dass die Per-Puls-Bestimmung der Pulswellenlaufzeit kein stabiles Messergebnis liefern kann, wenn keine Mittelung der Werte stattfindet. Trotz dieser Einschränkung besteht hier ein Vorteil zur herkömmlichen Blutdruckmessung, da aufgrund der rein optischen Erfassung dauerhaft gemessen werden kann, ohne dass das Ergebnis durch die ständige Kompression der Arterien verfälscht wird. Dieser Abschnitt stellt den Zusammenhang zwischen Blutdruck und der mit der *Vital-Sign-Watch* gemessenen Pulswellenlaufzeit dar. Dafür wurden in einem Tagesverlauf Messungen an einer Testperson durchgeführt, bei der zeitgleich die Werte für systolischen Blutdruck und Pulswellenlaufzeit aufgezeichnet worden sind. Die Bestimmung der Pulswellenlaufzeit erfolgte dabei durch die oben geschilderte Art und Weise, bei der die Zeit zwischen R-Zacke des EKG und dem Blutvolumenmaximum im rechten Mittelfinger ausgewertet wurde. Die Laufzeitwerte wurden anschließend über den gesamten Zeitraum jeweils einer oszillometrischen Messung gemittelt.

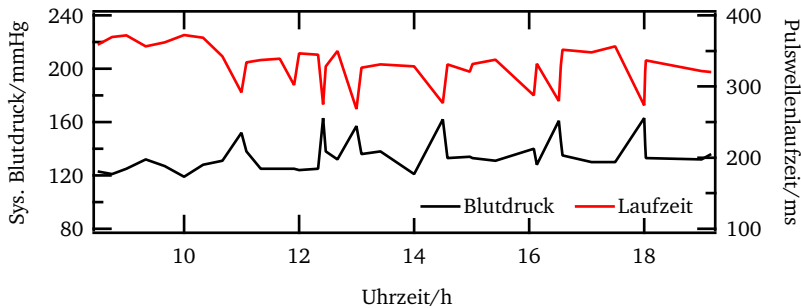


Abbildung 6.28: Verlauf von Blutdruck und Pulswellenlaufzeit an einem Tag.

Das Ergebnis (Abbildung 6.28) zeigt einen fast identischen Verlauf beider Messreihen, wobei aufgrund einer längeren Laufzeit bei niedrigerem Blutdruck die Entwicklung einer Achse mit umgekehrtem Vorzeichen erfolgt. Da zur Bestimmung der Regressionsgeraden unterschiedliche Drücke und Laufzeiten notwendig sind, wurden auch hier Messungen unmittelbar nach körperlicher Aktivität durchgeführt (lokale Maxima beim Blutdruck bzw. lokale Minima bei der Laufzeit).

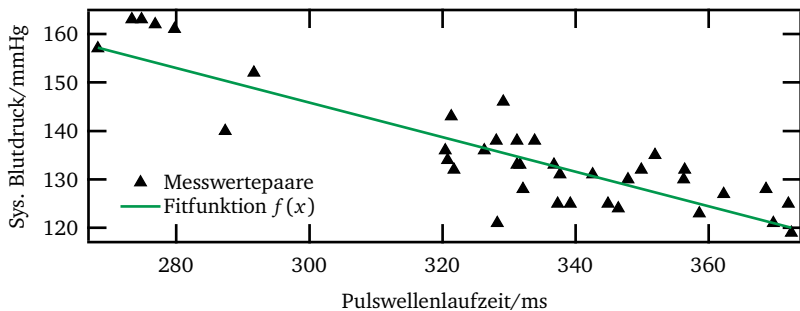


Abbildung 6.29: Korrelation zwischen Pulswellenlaufzeit und systolischem Blutdruck.

Abbildung 6.29 stellt die Messwertepaare aus je einem Druck- und Laufzeitwert dar. Mit Hilfe einer linearen Fitfunktion

$$f(x) = p_1 \cdot x + p_0 \quad \text{mit } p_0 = 252.728, p_1 = -0.356244$$

wird der Zusammenhang zwischen den Werten veranschaulicht. Zur Fehlerbetrachtung werden aus den gemessenen Laufzeitwerten der entsprechende Blutdruckwert berechnet und die Differenz zur gemessenen Druck bestimmt, die einen Mittelwert von $-0,0519$ mmHg bei einer Standardabweichung von $6,5725$ mmHg aufweist (Abbildungen 6.30 und 6.31).

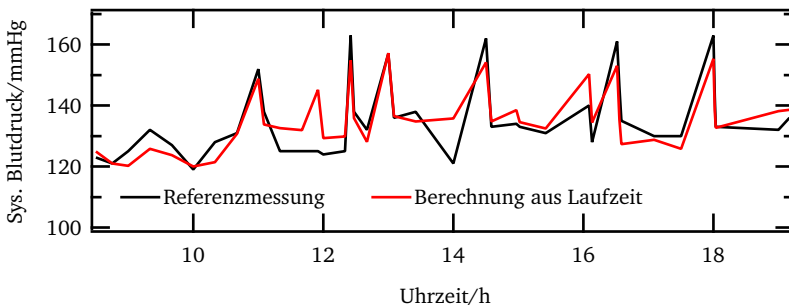


Abbildung 6.30: Gemessener und aus der Laufzeit berechneter systolischer Blutdruck.

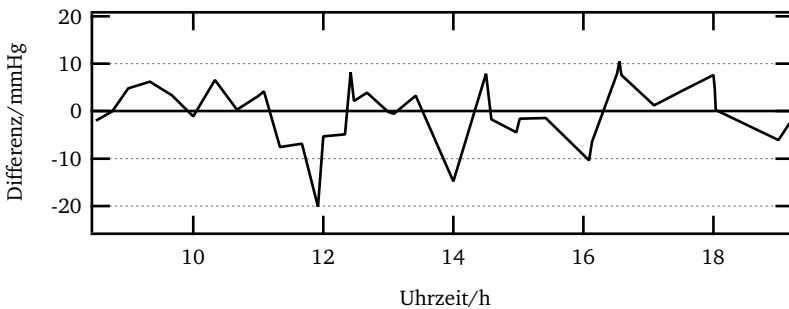


Abbildung 6.31: Differenz zwischen gemessenem und aus der Laufzeit berechnetem systolischen Blutdruck.

Trotz der nicht zu vernachlässigenden Abweichung verändert diese ihre absolute Größe zum Ende des Messzeitraumes kaum. Anzunehmen ist demnach, dass weitere, die Laufzeit beeinflussende Faktoren innerhalb eines normalen Tagesablaufes das Messergebnis nur gering verändern und eine Neukalibrierung des Systems nur selten notwendig scheint. Gestützt wird diese Annahme durch die Eigenschaft der Arterien, die ihre Steifigkeit bei körperlicher Aktivität verändern [79]. Im Falle der *Vital-Sign-Watch* ist zu untersuchen, ob die Laufzeit- und Blutdruckänderung während einer Messung für die teilweise großen Abweichungen von 20 mmHg verantwortlich ist, was jedoch aufgrund der fehlenden kontinuierlichen Referenz des Blutdrucks in diesem Rahmen nicht möglich war.

Abschließend stellt die Laufzeitmessung der *Vital-Sign-Watch* eine Messmethode dar, deren Abweichung vom wahren Wert nicht schlechter ist als die der herkömmlichen Messverfahren. Betrachtet man dieses Ergebnis zusätzlich unter den Aspekten der einfacheren Auswertung (keine Amplitudenauswertung, nur Auftrittszeitpunkte der lokalen Maxima), des kürzeren und schonenderen Messablaufs sowie der Energiesparsamkeit, so ist ein zuverlässiger Einsatz für die absolute Bestimmung des systolischen Blutdrucks möglich.

Zusammenfassung

Die Zahlen der aktuellen demografischen Entwicklung lassen darauf schließen, dass das mittlere Bevölkerungsalter noch nicht sein Maximum erreicht hat und voraussichtlich weiter ansteigen wird. Eine Kompensation des daraus resultierenden, durch die Berliner Altersstudie vorhergesagten Pflegenotstandes kann durch die Entlastung des Personals mittels aktueller Medizintechnik erreicht werden. Das Projekt zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten hat in diesem Zusammenhang eine interdisziplinäre Studie durchgeführt, die neben der technischen Machbarkeit auch die Bedürfnisse des alternden Menschen untersucht. Ein Ergebnis davon war die hohe Akzeptanz eines Geräts zur Vitalparameterüberwachung, welches den betroffenen Menschen ein Gefühl der Sicherheit vermittelt, um das Leben in den „eigenen vier Wänden“ unterstützen zu können, ohne auf ständige Betreuung angewiesen zu sein.

Zum Erreichen dieses Ziels wurde im Rahmen dieser Arbeit die Grundlage für eine mobile Vitalparameterüberwachung geschaffen. Die *Vital-Sign-Watch*, welche im Gehäuse eines handelsüblichen Blutdruckmonitors für das Handgelenk eingebaut ist, verfügt über die notwendige Technik zur Rohdatengewinnung für die Vitaldaten Elektrokardiogramm, Blutdruck, Sauerstoffsättigung, Temperatur und Bewegung. Die EKG-Elektroden, der für die Aufnahme des Photoplethysmogramms benötigte Fingerclip und die Temperatursensoren sind dabei über Kabelverbindungen derzeit extern ausgeführt, der Blutdruck wird oszillometrisch über die am Gehäuse angebrachte Manschette gemessen, mit der das Gerät am Handgelenk befestigt ist. Für die Interaktion mit dem Benutzer ist die *Vital-Sign-Watch* mit einer monochromen Grafikanzeige ausgestattet, welche über eine druckempfindliche Oberfläche verfügt. Neben der Darstellung von Messwerten kann somit eine intuitive Menüführung verwendet werden, die auch einem älteren Benutzer eine einfache Bedienung ermöglicht. Eine gemeinsame Zeitbasis bei der Sensordatenverarbeitung ermöglicht außerdem eine Datenfusion zur Verbesserung der Messwerte und zur Ableitung weiterer Informationen.

Die grundlegende Funktion der Sensorik wurde anhand von Beispielmessungen gezeigt, die jedoch nicht im klinischen Umfeld stattfanden. In Ruhe

zeigte sich die Aufnahme des Elektrokardiogramms als stabile Größe, die trotz der 1-Kanal-Ableitung viele Informationen preisgeben konnte. Zwar sind keine fundierten medizinischen Diagnosen aufgrund der Signalamplitude möglich, da hier die mehrkanalige Ableitung fehlt, jedoch konnten alleine aus den Auftrittszeitpunkten der R-Zacke die Pulsfrequenz, Herzratenvariabilität und die Atemfrequenz ermittelt werden. Gegebenenfalls sind zeitliche Aussagen über die einzelnen Signalabschnitte bei unterschiedlicher Position der Elektroden möglich. Wünschenswert wäre es, die beim Prototyp eingesetzten Elektroden beispielsweise durch in die Kleidung integrierte Textil-Elektroden zu ersetzen und diese über eine kabellose Verbindung mit der *Vital-Sign-Watch* zu koppeln.

Bei der Bestimmung des Blutdrucks zeigten sich hinsichtlich der Genauigkeit noch Defizite. Der dafür verwendete Algorithmus wird in der Literatur nur theoretisch beschrieben, da die Einflüsse von mechanischem Aufbau und Schaltungstechnik keine einheitliche Parametrierung zulassen. Ebenfalls sind die Methoden zur Messoptimierung der Gerätehersteller nicht frei verfügbar, demnach wurde in dieser Arbeit lediglich ein Basisalgorithmus angewandt und eine Parametrierung über ein von der deutschen Hochdruckliga zertifiziertes Messgerät durchgeführt. Um dabei Fehlerfortpflanzungen ausschließen zu können, ist es ratsam, für weitere Optimierung mit einer klinisch genauen Referenz zu arbeiten, die idealerweise den echt-kontinuierlichen Blutdruck wiedergeben kann. Grundsätzlich wurde hier gezeigt, dass die Schaltungstechnik für die Steuerung des Drucks in der Manschette und des Sensors funktioniert und eine hochauflösende Aufnahme der für den Algorithmus benötigten Rohdaten möglich ist.

Für die Temperaturmessung wurden drei *Pt100*-Aufnehmer mit Hilfe der Drei-Leiter-Anschlussstechnik eingesetzt, welche die Temperatur der Umgebung, des Handgelenks und der Achselhöhle aufnehmen. Die Messkette wurde in einem Klimaschrank über ein Referenzthermometer kalibriert und die entsprechenden Funktionen aufgestellt, um aus den abgetasteten Werten die jeweilige Temperatur zu errechnen. Die Nutzung der Axillarregion für eine Annäherung der Messung an die Körperkerntemperatur ist ein geeigneter Punkt für den Messaufnehmer, jedoch unterliegen die aufgezeichneten Werte dennoch großen Schwankungen, die auf eine nicht optimale Verbindung zwischen Haut und Sensor bzw. Abkühlung der Oberfläche durch die Umgebungsluft zurückzuführen sind. Die Messung der Umgebungstemperatur funktioniert zuverlässig, beim Handgelenk spielen die gleichen Faktoren wie bei der Axillar-Messung eine große Rolle; auch hier ist ein optimaler Kontakt zur Haut und eine Isolierung zur Umgebung notwendig, um stabile Messwerte zu erhalten. Ähnlich

wie bei den EKG-Elektroden sollte hier bei weiterer Betrachtung der Einsatz von in der Kleidung integrierten Sensoren in Erwägung gezogen werden.

Der Beschleunigungssensor der *Vital-Sign-Watch* ist direkt auf der Hauptplatine integriert, arbeitet in einem Beschleunigungsbereich von $\pm 6g$ und kommuniziert die mit 16 bit dargestellten Messwerte digital an den Mikrocontroller. Bewegungen des Arms sind direkt in den Messdaten sichtbar, durch die Abbildung der Gravitationsbeschleunigung ist zudem eine Lagedetektion möglich, die beispielsweise bei der Blutdruckmessung die Überprüfung der korrekten Armhaltung zulässt. Bei normaler Armhaltung sind Gehbewegungen in der Ebene oder das Treppensteigen erkennbar. Der Einsatz zur Sturzdetektion wird in der Literatur auch mit einem Sensor in einer Armbanduhr beschrieben, jedoch sollten hier im Bedarfsfall weitere Untersuchungen durchgeführt werden, mit welcher Zuverlässigkeit an dieser Stelle Stürze erkannt werden können. Gegebenenfalls kann hier ein Punkt am Körper, der weniger Freiheitsgrade in der Bewegung aufweist, besser geeignet sein.

Zu bedauern ist die Tatsache, dass bis zum Ende dieser Arbeit keine Sensorconfiguration des Fingerclips ermittelt werden konnte, die eine Messung der Blutsauerstoffsättigung zuließ. Erfolg versprechend zeigte sich die Kombination aus analoger und digitaler Schaltungstechnik zur Aufnahme des Photoplethysmogramms mit zwei optischen Wellenlängen, die für die Pulsoximetrie benötigt werden. Hierbei war bei jeweils einer der beiden Wellenlängen eine Kontrolle der Lichtintensität und die darauf folgende zweistufige Verstärkung erfolgreich und zeigte eine deutliche Veränderung des Blutvolumens im Herzrhythmus des entsprechenden Fingers. Das Signal konnte neben der Bestimmung der Pulsfrequenz dazu verwendet werden, das Eintreffen der Pulswelle zu detektieren und in Verbindung mit dem vom Herzen ausgehenden Startzeitpunkt die Pulswellenlaufzeit zu messen, welche mit dem Blutdruck korreliert. Somit sind quasi-kontinuierliche Aussagen über eine relative Änderung des Blutdrucks möglich, die nach Kalibrierung auch absolut angegeben werden können.

Potenzial zeigt sich derzeit noch in die Richtung einer geringeren Energieaufnahme, die aufgrund des Fokus auf die Sensorik bisher nur geringfügig optimiert wurde. Speziell der Einsatz von Energiesparmodi des Mikrocontrollers und eine Vorverarbeitung der Daten kann hier große Einsparungen bringen. Grundsätzlich sind die Sensorkomponenten der *Vital-Sign-Watch* physikalisch bzw. über Kontrollbefehle abschaltbar, ebenfalls kann der Mikrocontroller vom Benutzerinterface oder der integrierten Echtzeituhr aufgeweckt werden. Zu überprüfen ist, ob der zurzeit eingesetzte Controller eine Änderung der Takt-

frequenz im laufenden Betrieb unterstützt, um bei nicht-rechenintensiven Vorgängen die Leistungsaufnahme stark zu reduzieren. Für eine Weiterentwicklung ist ein performanterer Mikrocontroller empfehlenswert, der neben einer 32 bit Architektur über eine noch geringere Stromaufnahme verfügt.

Abschließend dient die *Vital-Sign-Watch* als solide Grundlage, um im Bereich der mobilen Vitalparametersensorik eingesetzt zu werden. Dabei zeigen die durchgeführten Messungen die grundsätzliche Funktion von Sensor und Elektronik. Durch die Möglichkeit, zeitsynchrone Rohdaten der Sensorik auswerten zu können, können dabei die Algorithmen jederzeit an die zu messenden Größen angepasst und optimiert werden, zudem ist eine Erweiterung mit kabellosen Sensoren über Bluetooth denkbar.

Literaturverzeichnis

- [1] DESTATIS, STATISTISCHES BUNDESAMT: *Bevölkerung Deutschland bis 2050, 11. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung*. <http://www.destatis.de/>, April 2014.
- [2] RENZ-POLSTER, HERBERT und JÖRG BRAUN: *Basislehrbuch Innere Medizin*. Urban & Fischer, 2001.
- [3] HIRSCH, J. A. und B. BISHOP: *Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate*. The American Journal of Physiology, 241(4):H620–629, 1981.
- [4] KHALED, ZIAD BOU und GILBERT FARGES: *First approach for respiratory monitoring by amplitude demodulation of the electrocardiogram*. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, Band 6, Seiten 2535–2536, Oct 1992.
- [5] FLAHERTY, JOHN T., SARAH D. BLUMENSCHN, ANN W. ALEXANDER, RICHARD D. GENTZLER, THOMAS M. GALLIE, JOHN P. BOINEAU und MADISON S. SPACH: *Influence of respiration on recording cardiac potentials: Isopotential surface-mapping and vectorcardiographic studies*. The American Journal of Cardiology, 20(1):21 – 28, 1967. Symposium on The Pulmonary Heart and the Cardiac Lung.
- [6] ESPERER, H.D., H.C. ESPERER und J.B. CHERNYAK: *Risk stratification in advanced heart failure using lorenz plot indices of heart rate variability*. Computers in Cardiology, 31:209–212, 2004.
- [7] SPECKMANN, ERWIN-JOSEF und WERNER WITTKOWSKI: *Bau und Funktion des menschlichen Körpers*. Elsevier, Urban & Fischer, 2004.
- [8] HÉRISSON, DR. JULIUS: *The sphygmometer, an instrument which renders the action of the arteries apparent to the eye*. Longman, Rees, Orme, Brown, Green, and Longman., 1835.

- [9] FRIEDLANDER, ALFRED: *Studies in oscillometry*. American Heart Journal, 9(2):212 – 218, 1933.
- [10] POSEY, J. A., L. A. GEDDES, H. WILLIAMS und A. G. MOORE: *The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure, Part I*. Cardiovascular Research Center bulletin, 8(1):15–25, 1969.
- [11] RAMSEY III, MAYNARD: *Noninvasive automatic determination of mean arterial pressure*. Medical and Biological Engineering and Computing, 17:11–18, 1979.
- [12] GEDDES, L. A., M. VOELZ, C. COMBS, D. REINER und C. F. BABBS: *Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure*. Annals of Biomedical Engineering, 10(6):271–280, 1982.
- [13] SACKS, A.H.: *Indirect Blood Pressure Measurements: A Matter of Interpretation*. Angiology, 30(10):683–695, 1979.
- [14] NYE, E. R.: *The Effect of Blood Pressure Alteration on the Pulse Wave Velocity*. British heart journal, 26:261–265, 1964.
- [15] GRIBBIN, BRIAN, ANDREW STEPTOE und PETER SLEIGHT: *Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change*. Psychophysiology, 13(1):86–90, 1976.
- [16] ALI JADOOEI, O. ZADERYKHIN und V. I. SHULGIN: *Adaptive Algorithm for Continuous Monitoring of Blood Pressure Using a Pulse Transit Time*. In: *2013 IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Seiten 297–301, 2013.
- [17] CHEN, W., T. KOBAYASHI, S. ICHIKAWA, Y. TAKEUCHI und T. TOGAWA: *Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration*. Medical and Biological Engineering and Computing, 38(5):569–574, 2000.
- [18] ASCHOFF, JÜRGEN und RÜTGER WEVER: *Kern und Schale im Wärmehaushalt des Menschen*. Die Naturwissenschaften, 20:478–485, 1958.
- [19] RUBIA-RUBIA, J., A. ARIAS, A. SIERRA und A. AGUIRRE-JAIME: *Measurement of body temperature in adult patients: Comparative study of accuracy, reliability and validity of different devices*. International Journal of Nursing Studies, 48:872–880, 2011.

- [20] SCHMIDT, ROBERT F., FLORIAN LANG und GERHARD THEWS: *Physiologie des Menschen*. Springer Medizin Verlag, 2005.
- [21] PLOTNIKOFF, NICHOLAS P., ANTHONY J. MURGO und ROBERT E. FAITH: *Stress and immunity*. CRC Press, 1991.
- [22] McEWEN, BRUCE S. und ELIOT STELLAR: *Stress and the individual: Mechanisms leading to disease*. Archives of Internal Medicine, 153(18):2093–2101, 1993.
- [23] RING, E.F.J., H. McEVOY, A. JUNG, J. ZUBER und G. MACHIN: *New standards for devices used for the measurement of human body temperature*. Journal of Medical Engineering and Technology, 34(4):249–253, 2010.
- [24] PRIEST, P.C., A.R. DUNCAN, L.C. JENNINGS und M.G. BAKER: *Thermal image scanning for influenza border screening: Results of an airport screening study*. PLoS ONE, 6(1), 2011.
- [25] FRIED, LINDA P., CATHERINE M. TANGEN, JEREMY WALSTON, ANNE B. NEWMAN, CALVIN HIRSCH, JOHN GOTTDIENER, TERESA SEEMAN, RUSSELL TRACY, WILLEM J. KOP, GREGORY BURKE und MARY ANN MCBURNIE: *Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype*. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 56(3):M146–M157, 2001.
- [26] GIETZELT, MATTHIAS, GERHARD NEMITZ, KLAUS-HENDRIK WOLF, HUBERTUS MEYER ZU SCHWABEDISSEN, REINHOLD HAUX und MICHAEL MARSCHOLLEK: *A clinical study to assess fall risk using a single waist accelerometer*. Informatics for Health and Social Care, 34(4):181–188, 2009.
- [27] STEINHAGEN-THIESSEN, ELISABETH, MEHMET GÖVERCIN, YVONNE KÖLTZSCH und SANDRA WEGEL: *Frailty in the Elderly*. In: *Conference on „Ageing and Technology“*, 2010.
- [28] TINETTI, M.E.: *Performance-orientated assessment of mobility problems in elderly patients*. Journal of the American Geriatrics Society, 34(2):119–126, 1986.
- [29] BERG, K., S. WOOD-DAUPHINEE, J.I. WILLIAMS und D. GAYTON: *Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument*. Physiotherapy Canada, 41(6):304–311, 1989.

- [30] DUNCAN, P.W., D.K. WEINER, J. CHANDLER und S. STUDENSKI: *Functional reach: A new clinical measure of balance*. Journals of Gerontology, 45(6):M192–M197, 1990.
- [31] LUNDIN-OLSSON, L., L. NYBERG und Y. GUSTAFSON: „*Stops walking when talking*“ as a predictor of falls in elderly people. Lancet, 349(9052):617, 1997.
- [32] PODSIADLO, D. und S. RICHARDSON: *The timed „Up and Go“: A test of basic functional mobility for frail elderly persons*. Journal of the American Geriatrics Society, 39(2):142–148, 1991.
- [33] LAREAU, S. C., R. ZUWALLACK, B. CARLIN, B. CELLI, B. FAHY, R. GOSSELINK, P. JONES, J. L. LARSON, P. MEEK, C. ROCHESTER, D. SASSI-DAMBRON und D. STUBBING: *Pulmonary rehabilitation*. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, 159(5 I):1666–1682, 1999.
- [34] BUTCHER, S. J. und R. L. JONES: *The impact of exercise training intensity on change in physiological function in patients with chronic obstructive pulmonary disease*. Sports Medicine, 36(4):307–325, 2006.
- [35] LAN, C.-C., W.-H. CHU, M.-C. YANG, C.-H. LEE, Y.-K. WU und C.-P. WU: *Benefits of pulmonary rehabilitation in patients with COPD and normal exercise capacity*. Respiratory care, 58(9):1482–1488, 2013.
- [36] WEIGLEIN, KAROLA, BIANying SONG, AXEL HELMER, TIMO KLINGEBERG, MATTHIAS KIY und MARKUS MEIS: *Systemarchitektur und konzeptionelles Design*. GAL Bericht D2.1.4, Juni 2009.
- [37] OMRON: *Blutdruckmessgeräte für Oberarm und Handgelenk*. <http://www.omron-healthcare.de/>, März 2014.
- [38] DEUTSCHE HOCHDRUCKLIGA E.V. DHL: *Gepriüfte Messgeräte 2001–2013*. <http://www.hochdruckliga.de/messgeraete-mit-pruefsiegel.html>, April 2014.
- [39] NONIN: *Produktbeschreibung PalmSat 2500 Series*. <http://www.nonin.com/>, März 2014.
- [40] HEART TEC MEDIZINTECHNIK GMBH: *EDAN Holter SE-2003*. <http://www.heart-tec.de/>, Juli 2014.

- [41] POLAR: *Herzfrequenz-Messgeräte*. <http://www.polar.com/>, September 2014.
- [42] ZEPHYR TECHNOLOGY: *BioHarness 3 Data Sheet*. <http://www.zephyranywhere.com/>, Februar 2014.
- [43] MOTICON: *Insole sensor system for science and development*. <http://www.moticon.de/>, Februar 2014.
- [44] BASIS: *World's Most Advanced Health Tracker*. <http://www.mybasis.com/>, Februar 2014.
- [45] APPLE INC.: *Health. An entirely new way to use your health and fitness information*. <https://www.apple.com/ios/ios8/health/>, Juli 2014.
- [46] TEXAS INSTRUMENTS: *Chronos: Wireless development tool in a watch*. <http://www.ti.com/>, September 2014.
- [47] STMICROELECTRONICS: *STM32F4 Discovery Kit*. <http://www.st.com/>, September 2014.
- [48] SHNAYDER, VICTOR, BOR RONG CHEN, KONRAD LORINCZ, THADDEUS R. F. FULFORD-JONES und MATT WELSH: *Sensor Networks for Medical Care*. Technischer Bericht TR-08-05, Harvard University, Division of Engineering and Applied Sciences, 2005.
- [49] SHIMMER: *Shimmer3 Platinum Development Kit*. <http://www.shimmersensing.com/shop/shimmer3-platinum-development-kit/>, Juli 2014.
- [50] BÜSCHING, FELIX, ULF KULAU und LARS WOLF: *Architecture and Evaluation of INGA - An Inexpensive Node for General Applications*. *Sensors*, Seiten 842–845, 2012.
- [51] ANLIKER, U., J.A. WARD, P. LUKOWICZ, G. TROSTER, F. DOLVECK, M. BAER, F. KEITA, E.B. SCHENKER, F. CATARSI, L. COLUCCINI, A. BELARDINELLI, D. SHKLARSKI, M. ALON, E. HIRT, R. SCHMID und M. VUSKOVIC: *AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system*. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 8(4):415–427, Dec 2004.

- [52] MEDI^T, LEHRSTUHL FÜR MEDIZINISCHE INFORMATIONSTECHNIK: *Langzeit-Vitalparameter-Monitoring mit Hilfe eines Ohrsensors*. http://www.medit.hia.rwth-aachen.de/aw/cms/medit/Themen/forschung/~tmp/beschreibung_lavimo, Februar 2014.
- [53] SANTOS, S.A., B. VENEMA und S. LEONHARDT: *Accelerometer-assisted PPG measurement during physical exercise using the LAVIMO sensor system*. *Acta Polytechnica*, 52(5):80–85, 2012.
- [54] FRAUNHOFER-INSTITUT FÜR INTEGRIERTE SCHALTUNGEN (IIS): *Medizinische Sensorik*. <http://www.iis.fraunhofer.de/de/bf/med/mss.html>, August 2014.
- [55] MEIS, MARKUS, TOBIAS FLEUREN, KAROLA WEIGLEIN und UWE TEGTBUR: *Bedarfsermittlung AP2 Nutzer (Monitoring im Präventions- und Rehabilitationssport)*. GAL Bericht D2.1.1, März 2009.
- [56] ATMEL CORPORATION: *ATxmega64A1 / 128A1, revision O*. <http://www.atmel.com>, Februar 2014.
- [57] MAXIM INTEGRATED: *DS1394 - Low-Voltage SPI/3-Wire RTC with Trickle Charger*. <http://www.maximintegrated.com/>, Juli 2014.
- [58] LINEAR TECHNOLOGY: *2A, 3 MHz Micropower Synchronous Boost Converter*. <http://www.linear.com>, Februar 2014.
- [59] BLUEGIGA: *WT12 Data Sheet*. <http://www.bluegiga.com>, Februar 2014.
- [60] TEXAS INSTRUMENTS: *INA321: microPower, Single-Supply, CMOS Instrumentation Amplifier*. <http://www.ti.com/>, Juli 2014.
- [61] PAN, JIAPU und WILLIS J. TOMPKINS: *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3):230–236, 1985.
- [62] SCHOLKMANN, FELIX, JENS BOSS und MARTIN WOLF: *An Efficient Algorithm for Automatic Peak Detection in Noisy Periodic and Quasi-Periodic Signals*. *Algorithms*, 5:588–603, 2012.
- [63] FREESCALE SEMICONDUCTOR: *Application Note 1571: Digital Blood Pressure Meter*, Mai 2005.

- [64] TEXAS INSTRUMENTS: *ADS1248: 24-Bit Analog-to-Digital Converter for Temperature Sensors*. <http://www.ti.com/>, Juli 2014.
- [65] STMICROELECTRONICS: *Datenblatt: LIS3LV02DL, MEMS inertial sensor 3-axis - $\pm 2\text{ g}$ / $\pm 6\text{ g}$ digital output low voltage linear accelerometer*. <http://www.st.com/>, März 2014.
- [66] WUKITSCH, M. W., M. T. PETTERSON, D. R. TOBLER und J. A. POLOGE: *Pulse oximetry: Analysis of theory, technology, and practice*. Journal of clinical monitoring, 4(4):290–301, 1988.
- [67] SCOTT PRAHL: *Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water*. <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/summary.html>, März 2014.
- [68] YOSHIYA, I., Y. SHIMADA und K. TANAKA: *Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip*. Medical and Biological Engineering and Computing, 18(1):27–32, 1980.
- [69] TREMPER, K. K. und S. J. BARKER: *Pulse oximetry*. Anesthesiology, 70(1):98–108, 1989.
- [70] POLOGE, J. A.: *Pulse oximetry: technical aspects of machine design*. International anesthesiology clinics, 25(3):137–153, 1987.
- [71] TEXAS INSTRUMENTS, VINCENT CHAN und STEVE UNDERWOOD: *Application Report: A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430*, Juni 2010.
- [72] WOO, M. A., W. G. STEVENSON, D. K. MOSER, R. B. TRELEASE und R. M. HARPER: *Patterns of beat-to-beat heart rate variability in advanced heart failure*. American Heart Journal, 123(3):704–710, 1992.
- [73] ESPERER, H. D. und M. OEHLER: *Automatic quantification of the poincaré plot asymmetry of NN-interval recordings*. Physiological Measurement, 31(3):395–413, 2010.
- [74] HANKA, FLORIAN: *Bestimmung der Körpertemperatur am Handgelenk*. Studienarbeit, Technische Universität Braunschweig, emg, 2009.

- [75] SCHULZE, PHILIPP: *Schrittmustererkennung mit 3-Achsen-Beschleunigungssensoren*. Studienarbeit, Technische Universität Braunschweig, Institut für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik, 2007.
- [76] DEGEN, T., H. JAECKEL, M. RUFER und S. WYSS: *SPEEDY: A fall detector in a wrist watch*. In: *Proceedings - International Symposium on Wearable Computers, ISWC*, Seiten 184–189, 2003.
- [77] MILLASSEAU, S. C., R. P. KELLY, J. M. RITTER und P. J. CHOWIENCZYK: *Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis*. *Clinical Science*, 103:371–377, 2002.
- [78] ABICHT, JAN-MICHAEL: *Computergestützte Analyse photoplethysmographischer Signale*. Doktorarbeit, Medizinische Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, 2003.
- [79] BARTSCH, STEPHAN DIETER: *Validierung der kontinuierliche, nicht-invasiven Blutdruckmessung mittels Puls-Transit-Zeit: Ein Vergleich mit der invasiven Blutdruckmessung bei Patienten einer kardiologischen Intensivstation*. Doktorarbeit, Ruhr-Universität Bochum, 2012.

Veröffentlichungen

Teilergebnisse aus der Arbeit wurden mit Genehmigung der Fakultät für Elektrotechnik, Informationstechnik, Physik der Technischen Universität Braunschweig, vertreten durch den Mentor der Arbeit, in folgenden Beiträgen vorab veröffentlicht:

Veröffentlichungen

- KLINGEBERG, T. und M. SCHILLING: *Mobile wearable device for long term monitoring of vital signs*. Computer methods and programs in biomedicine, 106(2):89–96, 2012.
- HAUX, R., A. HEIN, M. EICHELBERG, J.-E. APPELL, H.-J. APPELRATH, C. BARTSCH, T. BISITZ, J. BITZER, M. BLAU, S. BOLL, M. BUSCHERMÖHLE, F. BÜSCHING, B. ERDMANN, U. FACHINGER, J. FELBER, T. FLEUREN, M. GIETZELT, S. GOETZE, M. GÖVERCIN, A. HELMER, W. HEUTEN, V. HOHMANN, R. HUBER, M. HÜLSKEN-GIESLER, G. JACOBS, R. KAYSER, A. KERLING, T. KLINGEBERG, Y. KÖLTZSCH, H. KÜNEMUND, J. KUNZE, W. LUDWIG, M. MARSCHOLLEK, B. MARTENS, M. MEIS, E. MICHAEL MEYER, J. MEYER, W. NEBEL, F. J. NEYER, P.-K. OKKEN, H. REMMERS, L. RÖLKER-DENKER, T. ROHDENBURG, M. SCHILLING, G. C. SCHULZE, B. SONG, J. SPEHR, E. STEINHAGEN-THIESSEN, U. TEGTBUR, W. THOBEN, P. VAN HENGEL, S. WABNIK, F. WAHL, S. WEGEL, O. WILKEN, S. WINKELBACH, T. WIST, M. WITTRÖCK, K.-H. WOLF, L. WOLF und M. Z. DERLAAN: *The Lower Saxony research network design of environments for ageing: Towards interdisciplinary research on information and communication technologies in ageing societies*. Informatics for Health and Social Care, 35(3–4):92–193, 2010.
- HAUX, R., A. HEIN, G. KOLB, H. KÜNEMUND, M. EICHELBERG, J.-E. APPELL, H.-J. APPELRATH, C. BARTSCH, J. M. BAUER, M. BECKER, P. BENTE, J. BITZER, S. BOLL, F. BÜSCHING, L. DASENBROCK, R. DEPARADE, D. DEPNER, K. ELBERS, U. FACHINGER, J. FELBER, F. FELDWIESER, A. FORBERG,

M. GIETZELT, S. GOETZE, M. GÖVERCIN, A. HELMER, T. HERZKE, T. HESSELMANN, W. HEUTEN, R. HUBER, M. HÜLSKEN-GIESLER, G. JACOBS, E. KALBE, A. KERLING, T. KLINGEBERG, Y. KÖLTZSCH, C. LAMMEL-POLCHAU, W. LUDWIG, M. MARSCHOLLEK, B. MARTENS, M. MEIS, E. M. MEYER, J. MEYER, H. M. ZU SCHWABEDISSEN, N. MORITZ, H. MÜLLER, W. NEBEL, F. J. NEYER, P.-K. OKKEN, J. RAHE, H. REMMERS, L. RÖLKER-DENKER, M. SCHILLING, B. SCHÖPKE, J. SCHRÖDER, G. C. SCHULZE, M. SCHULZE, S. SILTMANN, B. SONG, J. SPEHR, E.-E. STEEN, E. STEINHAGEN-THIESSEN, N.-M. TANSCHUS, U. TEGTBUR, A. THIEL, W. THOBEN, P. VAN HENGEL, S. WABNIK, S. WEGEL, O. WILKEN, S. WINKELBACH, T. WIST, K.-H. WOLF, L. WOLF und M. Z.-V. D. LAAN: *Information and communication technologies for promoting and sustaining quality of life, health and self-sufficiency in ageing societies-outcomes of the Lower Saxony Research Network Design of Environments for Ageing (GAL)*. Informatics for Health and Social Care, 39(3-4):166-187, 2014. Review.

Vorträge und Tagungsbeiträge

- KLINGEBERG, T. und M. SCHILLING: *Drahtlose Messtechnik zur Langzeitüberwachung von Vitalparametern*. XXV. Messtechnisches Symposium des Arbeitskreises der Hochschullehrer für Messtechnik e. V., 22.-24. September 2011 in Karlsruhe. Posterbeitrag und Tagungsband:51-62.
- KLINGEBERG, T. und M. SCHILLING: *Long-term monitoring device for multiple vital signs*. BMT 2011, 45. DGBMT Jahrestagung, Freiburg, 27.-30. September 2011. Vortrag.

Betreute studentische Arbeiten

- HANKA, F.: *Bestimmung der Körpertemperatur am Handgelenk*. Studienarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, 2009.
- TURKI, J.: *Kontinuierliche Energiebedarfsmessung eines drahtlosen Sensorsknotens*. Diplomarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, 2010.
- STUDTE, A.: *Körpertemperaturmessung unter Berücksichtigung der Außentemperatur*. Bachelorarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, 2011.

-
- HAMPEL, B.: *Entwicklung einer Ansteuerungselektronik für einen Hochvakuum-Drucksensor*. Bachelorarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, 2011.
 - ADLER, P.: *Ansteuerung eines Touch-Displays mit einem Mikrocontroller*. Studienarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, 2012.
 - WENSKE, M.: *Parametrisierung eines Algorithmus zur automatischen Blutdruckmessung mit der Vital Sign Watch*. Bachelorarbeit, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, 2012.

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Beschreibung
AC	Alternating Current
ADC	Analog-Digital-Converter
ADU	Analog-Digital-Umsetzer
AMPD	Automatic multiscale-based peak detection
COPD	Chronic Obstructive Pulmonary Disease
CPU	Central Processing Unit
DAC	Digital-Analog-Converter
DAU	Digital-Analog-Umsetzer
DC	Direct Current
DIA	Diastolisch oder diastolischer Blutdruck
ECG	Electrocardiography oder Electrocardiogram
EEG	Elektroenzephalografie oder Elektroenzephalogramm
EKG	Elektrokardiografie oder Elektrokardiogramm
GAL	Gestaltung altersgerechter Lebenswelten
GPIO	General Purpose Input Output
GPS	Global Positioning System
IIR	Infinite Impulse Response
IT	Informationstechnologie
LED	Light Emitting Diode
MAD	Mittlerer arterieller Druck
MAP	Mean Arterial Pressure
MEMS	Microelectromechanical Systems
MOSFET	Metal-Oxide-Semiconductor Fieldeffecttransistor
PC	Personal Computer
PDI	Program and Debug Interface
PET	Polyethylenterephthalat
PGA	Programmable-Gain Amplifier
PPG	Photoplethysmografie oder Photoplethysmogramm
RTC	Real Time Clock
SMD	Surface-mount Device
SPI	Serial Peripheral Interface
SYS	Systolisch oder systolischer Blutdruck
TUG	Timed Up and Go
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
USART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
VSW	Vital Sign Watch
WWDC	Worldwide Developers Conference

Abbildungsverzeichnis

1.1	Die Bevölkerungsentwicklung Deutschlands	3
1.2	Szenarien für neue Lebensweisen und Versorgungsformen . . .	5
2.1	Zeitlicher Verlauf des gesamten Spannungspotenzials der Herz- erregung	10
2.2	Extremitätenableitungen im Oberflächen-EKG nach Einthoven und Goldberger	11
2.3	Schematische Darstellung des großen und kleinen menschlichen Blutkreislaufs	16
2.4	Zusammenhang zwischen Blutdruck und EKG	17
2.5	Schematische Darstellung der Blutdruckmessung durch Auskul- tation mit Manschetten- und Gefäßdruck	19
2.6	Messung der Pulswellengeschwindigkeit mit Hilfe eines Mikro- fons über der Femoralarterie	21
2.7	Auftragung von Pulswellengeschwindigkeit gegen transmuralen Druck	22
2.8	Regelkreis zur Konstanterhaltung der Körpertemperatur	24
2.9	Verteilung der Kaltpunkte zur Thermorezeption auf der Kör- peroberfläche	25
2.10	Hauttemperatur in kalter und warmer Umgebung	27
3.1	Geräte zur automatischen Blutdruckmessung	35
3.2	Beispiele für tragbare Pulsoximeter	36
3.3	Ein mobiler EKG-Rekorder für Langzeitaufnahmen	37
3.4	Pulsuhr und Brustgurt zur Herzfrequenzüberwachung	39
3.5	Entwicklungsplattformen von <i>Texas Instruments</i> und <i>STMicro- electronics</i>	43
3.6	Aufbau eines drahtlosen Pulsoximeters aus der <i>Mica2 Mote- Sensorplattform</i> und einer aufgesteckten Fingerclip-Elektronik	44
3.7	<i>Shimmer3</i> -Sensorplattform zum Tragen am Körper	45
3.8	Das <i>INGA</i> -Basisboard	45

3.9	Ohrsensor zum Langzeit-Vitalparameter-Monitoring	46
4.1	Mögliches Aussehen der <i>Vital-Sign-Watch</i>	50
4.2	Fertig bestückte Platine (Draufsicht) der <i>Vital-Sign-Watch</i> . . .	50
4.3	Blockdiagramm der <i>Vital-Sign-Watch</i>	52
4.4	Spannungsversorgung der <i>Vital-Sign-Watch</i> als Blockdiagramm	52
4.5	Schematische Darstellung beider Schichten des resistiven <i>Touch-Screens</i> mit den Außenelektroden und resultierendem Spannungsteiler	62
4.6	Spannungswandlereffizienz des LTC3402 zwischen 2,4 und 3,3 Volt	64
4.7	Prozessorakt bei unterschiedlichen Versorgungsspannungen des <i>ATxmega128</i>	67
5.1	Schaltungsaufbau des analogen EKG Front-Ends mit dem Instrumentenverstärker <i>INA321</i>	72
5.2	Ausschnitt eines in Ruhe aufgezeichneten EKG	74
5.3	EKG-Signal mit erkannten R-Zacken	75
5.4	Blockschaltbild der Komponenten für die oszillometrische Blutdruckbestimmung	76
5.5	Zeitlicher Verlauf des mittleren Drucks in der Manschette und der höherfrequenten Oszillationen	78
5.6	Schaltung zur Verstärkung und Aufteilung des Signals des piezoresistiven Drucksensors	80
5.7	Manschettendruck als Ausgangssignal der ersten Verstärkerstufe, zeitsynchron zum Signal hinter dem Hochpass und dem zweiten Verstärker	81
5.8	Vergrößerter Ausschnitt der zeitsynchronen Signale von Manschettendruck und Oszillation	82
5.9	Anschluss des Platin-Messwiderstands für die Dreileitermessung mit Darstellung der Leitungswiderstände	84
5.10	Schematische Darstellung des <i>ADS1248</i> mit einer Drei-Draht-Verbindung zum <i>Pt100</i>	85
5.11	Blockschaltbild des Beschleunigungssensors <i>LIS3LV02DL</i>	88
5.12	Elektrische Verbindung des <i>LIS3LV02DL</i> zum Mikrocontroller .	89
5.13	Zeitlicher Verlauf der Übertragung von Beschleunigungsdaten zum Mikrocontroller	90
5.14	Richtungsvektoren, deren Beschleunigungen vom <i>LIS3LV02DL</i> gemessen werden	91

5.15 Gemessene Beschleunigung bei Drehung des Sensors um die y-Achse	92
5.16 Gemessene Beschleunigung bei Drehung des Sensors um die x-Achse	92
5.17 Extinktionskoeffizient des Hämoglobins	94
5.18 Anteile der Lichtabsorption in lebendem Gewebe	95
5.19 Kalibrierkurve eines Pulsoximeters zur Berechnung der Sauerstoffsättigung aus dem Verhältnis des absorbierten Lichts bei zwei Wellenlängen	96
5.20 Fingerclip für die Photoplethysmografie	96
5.21 Analoge Verstärkerschaltung zur Aufbereitung des Signals der Fotodiode	97
6.1 EKG-Sequenz über einen Zeitraum von 10 s mit der jeweiligen Zeitdifferenz zur jeweils vorherigen R-Zacke	102
6.2 EKG-Aufzeichnung mit den erkannten R-Zacken	103
6.3 Herzratenvariabilität nach körperlicher Aktivität über einen Zeitraum von drei Minuten	103
6.4 Darstellung der Herzratenvariabilität als <i>Poincaré plot</i>	104
6.5 Zusammenhang zwischen RR-Intervall und R-Zacken-Amplitude zur Atemfrequenz	105
6.6 Kreuzkorrelation von RR-Intervall und R-Zacken-Amplitude	106
6.7 Oszillationsamplitude über dem mittleren Manschettendruck zur einfachen Zuordnung zwischen SYS, MAP und DIA und den Prozentparametern	107
6.8 Ermittelte Prozentparameter für die Amplituden von systolischem und diastolischem Druck und berechnetem Mittelwert	108
6.9 Differenzwerte zwischen den Messungen der <i>Vital-Sign-Watch</i> und denen des <i>Omron RS3</i>	110
6.10 Temperaturverlauf innerhalb des Klimaschranks über einen Zeitraum von fünfeinhalb Stunden	112
6.11 Ausgleichsfunktionen durch die Temperatur-Kalibrierpunkte	113
6.12 Differenz zwischen Referenztemperatur und errechneter Temperatur mit Hilfe der Ausgleichsfunktion	114
6.13 Zeitsynchrone Messung von Körper-, Ohr- und Handgelenkstemperatur	116
6.14 Ohr- und Axillartemperatur im Zeitraum von 15 Minuten	117
6.15 Vektoren der Beschleunigungsachsen der <i>Vital-Sign-Watch</i> beim Tragen am Handgelenk	118

6.16 Messwerte des Beschleunigungssensors bei unterschiedlicher Haltung des Armes	119
6.17 Messdaten bei Drehung der Hand	120
6.18 Darstellung der Beschleunigungswerte der drei Achsen während des Gehens bzw. Treppensteigens	121
6.19 Betragsfunktion der drei Achsen beim Treppensteigen nach Abzug der Gravitationsbeschleunigung	122
6.20 Signalverlauf des Photoplethysmogramms nach erster und zweiter Verstärkerstufe	123
6.21 Vergrößerter Ausschnitt des Photoplethysmogramms mit Kennzeichnung des dikroten Pulses	124
6.22 Betrag der Beschleunigung bei gleichzeitiger Messung des oszillierenden Druckanteils innerhalb der Manschette	126
6.23 Korrekte Haltung des Handgelenks während der Blutdruckmessung	127
6.24 Beschleunigungswerte bei unterschiedlichen Positionen des Arms während der Blutdruckmessung	128
6.25 Zeitsynchrone Darstellung von normalisiertem EKG und Photoplethysmogramm mit den detektierten Zeitpunkten für die Laufzeitbestimmung	129
6.26 Verlauf der Pulswellenlaufzeit in Ruhe vor der körperlichen Aktivität	130
6.27 Verlauf der Pulswellenlaufzeit nach zügigem Treppensteigen .	131
6.28 Verlauf von Blutdruck und Pulswellenlaufzeit an einem Tag . .	132
6.29 Korrelation zwischen Pulswellenlaufzeit und systolischem Blutdruck	132
6.30 Gemessener und aus der Laufzeit berechneter systolischer Blutdruck	133
6.31 Differenz zwischen gemessenem und aus der Laufzeit berechnetem systolischem Blutdruck	133

Tabellenverzeichnis

4.1	Strombedarfsübersicht des <i>ATxmega128</i> bei unterschiedlichen Betriebsmodi mit einer Versorgungsspannung von 3,0 Volt . . .	65
6.1	Ermittelte Prozentparameter aus den Messungen an einer Testperson	109
6.2	Quantifizierung der Messfehler nach Parametrierung der <i>Vital-Sign-Watch</i>	109
6.3	Mittelwerte für Temperatur und zugehörigem Digitalwert in den gekennzeichneten Zeitabschnitten	113
6.4	Parameter der Ausgleichsfunktionen zur Berechnung der Temperatur aus den ADU-Digitalwerten	114
6.5	Bewertung der ermittelten Übertragungsfunktionen	115

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektrische Messtechnik und Grundlagen der Elektrotechnik (emg) der Technischen Universität Braunschweig. Bedanken möchte ich mich bei allen, die mich in dieser Zeit unterstützt und zum erfolgreichen Abschluss dieser Arbeit beigetragen haben. Mein besonderer Dank gilt:

- Prof. Dr. Meinhard Schilling für die stets sehr gute Betreuung dieser Arbeit, die vielen Gespräche und anregenden Diskussionen und die Möglichkeit an den vielzähligen spannenden Tätigkeitsgebieten des Instituts mitwirken zu können,
- Prof. Dr. Reinhold Haux und Priv.-Doz. Dr. Erwin Peiner für die freundliche Übernahme des Koreferats und die schnelle und unkomplizierte Übernahme des Prüfungsvorsitzes,
- allen Beteiligten des Projekts zur Gestaltung altersgerechter Lebenswelten für ein spannendes interdisziplinäres Forschungsgebiet und die inhaltlich sehr umfangreichen und interessanten GAL-Forschungstage,
- AOR Dr. Frank Ludwig, der jederzeit für konstruktive Gespräche zur Verfügung stand,
- allen wissenschaftlichen Mitarbeitern des Instituts für die sehr gute Zusammenarbeit und die angenehme Arbeitsatmosphäre, insbesondere: Marianne Gerloff, Dr. Erik Heim, Dr. Alexander Hirsch, Dr. Aidin Lak, Stefanie Milde, Dr. Martin Oehler, Dr. Erik Pennewitz, Dr. Jan Scholtyssek, Thilo Viereck und Christof Wehrmann,
- den Mitarbeitern der Institutswerkstatt Hartmut Müller, Jan Pfortner und Harald Schmidt für jederzeit schnelle Hilfe, Diskussionen und Beratungen,
- den Institutsmitarbeitern Ralf Behme, Tanja Coenen, Georg Dornig, Kerstin Franke, Björn Kuhn, Gabriela Kurbach und Gabriele Weise für Ihre ausgezeichnete administrative und technische Unterstützung,

- den von mir betreuten Studenten Philipp Adler, Florian Finkelmann, Benedikt Hampel, Florian Hanka, Alexander Studte, Jaouhar Turki und Martin Wenske, die im Rahmen ihrer Arbeiten an meiner Promotion mitgewirkt haben,
- Verena Beister für die letzten drei gemeinsamen Jahre und ihre grenzenlose Geduld und Unterstützung, speziell in der Zeit nach dem Institut,
- meinen Eltern und meiner Schwester für jegliche Art von Unterstützung und Motivation
- und allen Freunden und Bekannten für mehr oder weniger erfolgreiche Ablenkungsmanöver vom Arbeitsalltag.